Aus der Abteilung für Klinische Neurophysiologie
der Neurochirugisch-Neurologischen Klinik und Poliklinik
im Klinikum Charlottenburg der Freien Universität Berlin
Abteilungsleiter: Prof. Dr. med. St. Kubicki

KORTIKALE VERTEILUNG DER SINUSOIDALEN UND DER POLYMORPHEN DELTA-WELLEN IM LANGSAMEN SCHLAF

Inaugural Dissertation
zur
Erlangung der Medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen der
Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Klaus Michael Beier
Berlin

1986

Aus der Abteilung für Klinische Neurophysiologie
der Neurochirugisch-Neurologischen Klinik und Poliklinik
im Klinikum Charlottenburg der Freien Universität Berlin
Abteilungsleiter: Prof. Dr. med. St. Kubicki

KORTIKALE VERTEILUNG DER SINUSOIDALEN UND DER POLYMORPHEN DELTA-WELLEN IM LANGSAMEN SCHLAF

Inaugural Dissertation
zur
Erlangung der Medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen der
Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Klaus Michael Beier
Berlin

Referent : Professor Dr. med. St. Kubicki

Korreferent : Professor Dr.med. M. Straschill

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen
Fachbereiche der Freien Universität Berlin

Promoviert am 24. November 1986

I N H A L T

		Seite
A.	EINLEITUNG	1
B.	MATERIAL UND METHODE	6
C.	ERGEBNISSE	10
	1. Powerspektren	12
	2. Statistische Verteilung der markanten Spektralanteile (Peaks) in den Spektren	16
	3. Spektraler Anteil sinusoidaler und polymorpher Delta-Wellen	19
	4. Kohärenzspektren	21
D.	DISKUSSION	23
E.	ZUSAMMENFASSUNG	37
ANHANG		
LITERATURVERZEICHNIS		
LEBENSLAUF		

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549614_0045

In den letzten zwei Jahrzehnten war man in der Schlafforschung intensiv bemüht, automatische Verfahren zu entwickeln, die es gestatten sollten, die unübersehbare Menge an Informationen, welche sich zwangsläufig in Ganz-Nacht-Ableitungen ansammeln, objektiv auszuwerten.

Auf diese Weise sollte gewährleistet werden, daß die fragliche Zuverlässigkeit der visuellen Auswertung als Risikofaktor ausgeschaltet wird, denn trotz der bestehenden Einteilungskriterien unterliegt die Schlafstadienbestimmung bei dieser Verfahrensweise natürlich einem subjektiven Ermessensspielraum des jeweiligen Untersuchers.

Darüber hinaus bleiben Aussagemöglichkeiten über Zusammenhänge und Wechselwirkungen zwischen EEG-Signalen aus mehreren verschiedenen Kanälen der konventionellen Auswertung wegen des begrenzten optischen Auflösungsvermögens verschlossen.

Zur Anwendung kamen Methoden, wie

- Amplituden Integration (z. B. Agnew et al.,1967)
- Perioden-Analyse (z. B. Fink et al.,1967)
- verschiedene Muster-Aufdeckungs-Verfahren (z. B. Maulsby et al, 1966; Martin et al.,1971)
- Spektralanalyse (z. B. Wiener,1961; Walter,1963; Dummermuth, 1968, 1971)

Mathematisch am besten fundiert ist die letztgenannte Spektralanalyse (vor allem durch Blackmann und Tukey, 1958; Bendat, 1962; Jenkins und Watts,1968; Bendat und Piersol,1971). Eine wesentliche Bereicherung in diesem Zusammenhang war die Entdeckung der Fast-Fourier-Transformation durch Cooley und Tukey 1965, durch die diskrete periodische Funktionen sehr viel schneller berechnet werden konnten, was es ermöglichte, Daten in viel größerem Umfang zu analysieren.

Neben diesen Bemühungen um die Lösung weitgehend technischer Probleme, die bei der Entwicklung automatischer EEG-Auswertungsverfahren entstanden, war die Frage nach den neurophysiologischen Mechanismen, welche das Zustandekommen der verschiedenen EEG-Muster bewirken, ebenfalls ständig Gegenstand des Interesses. Einen vorzüglichen Stellenwert erlangte dabei der Begriff des Schrittmachers.

Er steht für die Annahme, daß unterschiedliche Wellen im EEG von unterschiedlichen Generatoren erzeugt werden, und ist das theoretische Korrelat für die aus klinischer Konvention vorgenommene Abgrenzung verschiedener Frequenzbänder (Herrmann et al. 1978).

Der erste, der auf unterschiedliche Frequenzbereiche im menschlichen EEG aufmerksam machte, war Hans Berger. In seiner ersten Veröffentlichung (1929) wies er auf Wellen "erster und zweiter Ordnung" hin, die sich in Frequenz und Amplitude unterschieden. Die langsameren 9-10/sec waren Bergers Wellen "erster Ordnung", - denn sie waren die erste elektrische Aktivität, die er überhaupt beobachtet hatte (1924) -, die schnelleren 14-25/sec waren die Wellen "zweiter Ordnung". Die Bezeichnungen Alpha und Beta-Wellen wählte er in seiner zweiten Veröffentlichung (1930), um Wellen "erster" (Alpha) und "zweiter Ordnung" (Beta) einfacher und kürzer benennen zu können. Ohne Frage bedurfte es in der Nachfolge Bergers vieler Untersuchungen, um den Frequenzspielraum von Alpha- und Beta-Wellen sowie die Grenze zwischen diesen genauer einschätzen zu können. Ein Hinweis auf Adrian und Matthews (1934), Jasper und Andrews (1936,1938), Gibbs et al. (1943) sowie Brazier und Finesinger (1944) mag hier genügen.

Während die Erstbeschreibung von Alpha- und Beta-Wellen sich auf Untersuchungen an gesunden Probanden stützte, fanden die Bezeichnungen Theta- und Delta-Wellen ihre erste Erwähnung zur Benennung hirnelektrischer Aktivitäten, die von Patienten mit Hirntumoren abgeleitet waren.

Die Bezeichnung Delta prägte Grey Walter (1936), um grundsätzlich Frequenzen unterhalb des Alpha-Bereiches beschreiben zu können, denn er hatte Wellen mit Frequenzen von 2-4/sec beobachtet.

Den EEG-Aktivitäten unterhalb des Alpha-Bereiches wurde 1944 schließlich durch Walter und Dovey das Theta-Band zugeordnet, welches Wellen mit einer Frequenz von 3,5-7,5/sec faßte, und somit auch das Delta-Band um einen Teilabschnitt verkleinerte. Walter und Dovey wählten den Buchstaben Theta des griechischen Alphabets zur Bezeichnung der von jhnen gefundenen Wellen, weil sie glaubten, daß diese in Beziehung zu Funktionen der thalamischen Strukturen stehen.

Die weitere Erfahrung der Klinik (Herrmann et al. 1978) zeigte nun, daß man diese Frequenzbänder keinesfalls als geschlossene Funktionsbereiche auffassen dürfe, was bedeutet, daß die bestehende Bandeinteilung nicht allen physiologischen Gegebenheiten voll entspricht, und somit den Wissensrückstand der EEG-Wellenentstehung bei der ersten Definition in den dreißiger- und vierziger Jahren deutlich ausdrückt. Ein anschauliches Beispiel dafür ist das Delta-Band (0-3 Hz), das man schon lange stillschweigend als uneinheitlich behandelt, in dem man langsame polymorphe Delta-Wellen (1/sec) von schnelleren sinusoidalen (2 oder 3/sec) zu trennen gewohnt ist. Hierher gehört auch die langsame Komponente der 2 oder 3/sec Spike-Wave-Komplexe. Ähnliches gilt für die Theta-Aktivität, bei der man frequenzstabile schnellere Wellen mit 7/sec (frontal im Schlaf) und langsamere mit 5/sec (bei Komata) kennt.

Der Umstand, daß sich sinusoidale Delta-Wellen unter anderen klinischen Bedingungen finden als polymorphe Delta-Wellen (erstere werden häufig beobachtet bei Schädigungen des dorsalen Thalamus, unter Hyperventilation, bei Epilepsien, - letztere mehr bei Schädigungen des lateralen Thalamus), in den Schlafstadien 3 und 4 dagegen sowohl sinusoidale als auch polymporphe Delta-Aktivitäten gesehen werden - wobei im Koma diesbezüglich besondere Verhältnisse vorzuliegen scheinen (Freund und Kubicki, 1980) - und vor allem

die Beobachtung, daß sie topographisch gesehen unterschiedlich lokalisiert dominieren, bilden den Augsgangspunkt für diese Untersuchung.

Im wesentlichen soll folgenden Fragen nachgegangen werden:

1. Verteilen sich die langsameren polymorphen und die schnelleren sinusoidalen Delta-Wellen topographisch unterschiedlich?

2. Lassen sich durch automatische Analyseverfahren, z. B. Kohärenzbestimmungen, Hinweise auf jeweils spezielle neuronale Schrittmachter ermitteln?

Das methodische Instrument, welches geeignet erscheint, in dieser Hinsicht neue Einblicke zu gestatten, stellt die schon erwähnte Spektralanalyse dar. Die viel beachteten Arbeitsergebnisse von Dummermuth et al. (1970, 1971, 1972) sind für diese Auffassung ein wichtiger Beleg, weil sie aufzeigen, daß mit Hilfe eben dieses Verfahrens Frequenz-Spitzen und - Intensitäten innerhalb der verschiedenen Bänder sehr genau erschlossen werden können, und zwar auch unter dem zusätzlichen Gesichtspunkt ihrer regionalen Verteilung.

Das Spektrum einer einzelnen EEG-Aufzeichnung wird Powerspektrum genannt. Es gibt Auskunft über die mittlere quadratische Größe oder die durchschnittliche Intensität der EEG-Kurve als Funktion der Frequenz. Ein markanter Spektralanteil in einem solchen Spektrum trägt die Bezeichnung Peak.
Über die gegenseitigen Wechselbeziehungen zweier simultaner EEG-Aufzeichnungen informiert das Kreuz- oder Crosspektrum. Die Amplitude eines Kreuzspektrums macht Angaben über die durchschnittliche Intensität, verteilt auf beide EEG-Aufzeichnungen, ebenfalls als Funktion der Frequenz.
Als Korrelationsmaß der beiden EEG-Kurven gilt die Kohärenzfunktion, gebildet aus der Kreuzspektralamplitude und den beiden entsprechenden Powerspektren, und anschaulich gemacht als Kohärenzspektrum.

Keinesfalls allerdings, und das soll anfangs ausdrücklich betont werden, gründet die Anwendung der Spektralanalyse im Rahmen dieser Untersuchung auf der Hoffnung, Schrittmacher aufzudecken. Eine solche Erwartung würde die Leistungsfähigkeit dieser Methode ungerechtfertigt überschätzen und ihren eigentlichen Sinn mißverstehen, denn der liegt darin, eine Struktur von Meßvektoren, - hinsichtlich dessen Prinzips -, einsehbarer zu machen.

B. MATERIAL UND METHODE

Im Juni 1983 wurden von 15 gesunden Probanden je eine Ganznacht-Schlafableitung gemacht.

Die Auswahl der Probanden erfolgte zum einen nach dem Alter, zum anderen danach, ob ein gut ausgeprägter Delta-Schlaf von früheren Untersuchungen her bekannt war.

Der prozentuale Anteil des Delta-Schlafes am Gesamtschlaf nimmt mit zunehmenden Alter ab (Feinberg et al.,1967; Feinberg und Carlson,1968; Williams et al., 1974), und ist am höchsten in der Altersklasse von 20-29 Jahren. Zehn der Probanden waren deshalb aus der Altersklasse zwischen 20-29 Jahren, vier der Probanden zwischen 30-39 gewählt, und nur ein Proband von 52 Jahren einbezogen.

Acht Personen des Untersuchungskollektivs konnten schon vorher aufgrund früherer Ableitungen als geeignet angesehen werden, da sie in den Schlaftstadien 3 und 4 sehr ausgeprägt sowohl polymorphe als auch sinusoidale Delta-Aktivität aufwiesen, wobei die Mehrzahl die beiden Wellenformen nebeneinander vermischt, und nur zwei in zeitlicher Trennung zeigten.

Die Ableitungen erfolgten in der Abteilung für klinische Neurophysiologie des Universitätsklinkums Westend.

Abgeleitet wurde mit einem 12-Kanal-Gerät der Firma Schwarzer, bei einer Verstärkung von 50µV = 7 mm (Zeitkonstante 0,3 sec, Filter 70 Hz), sowie einem Papiervorschub von 15 mm/sec.

Zur Ableitung wurden mit Colloidum fixierte silberne Napfelektroden verwandt.

Für die Übergangswiderstände galten 3 KOhm als Maximalwert. Die EEG-Elektroden-Plazierungen der Konvexität wurden nach dem internationalen 10:20 System definiert.

Kanal 1 : F3 - Oz-B (B = basal)
Kanal 2 : F4 - Oz-B
Kanal 3 : P3 - Oz-B
Kanal 4 : P4 - Oz-B

Die Referenzelektrode Oz-B wurde genau in der Mittellinie möglichst tief okzipital, noch unterhalb des Inions plaziert, um einen besonders weiten Abstand von der EEG-Aktivität der Konvexitäts-Elektroden zu bekommen.

Die analogen EEG-Signale wurden einerseits dem Schreibsystem, andererseits über einen PC-Modulator einem Magnetbandgerät zugeführt.

Zur Synchronisation markierte ein Timecodegenerator die Echtzeit zu den entsprechenden Signalen auf Band, sowie binär codiert (BCD-Code) auf Papier (Abb. 1.).

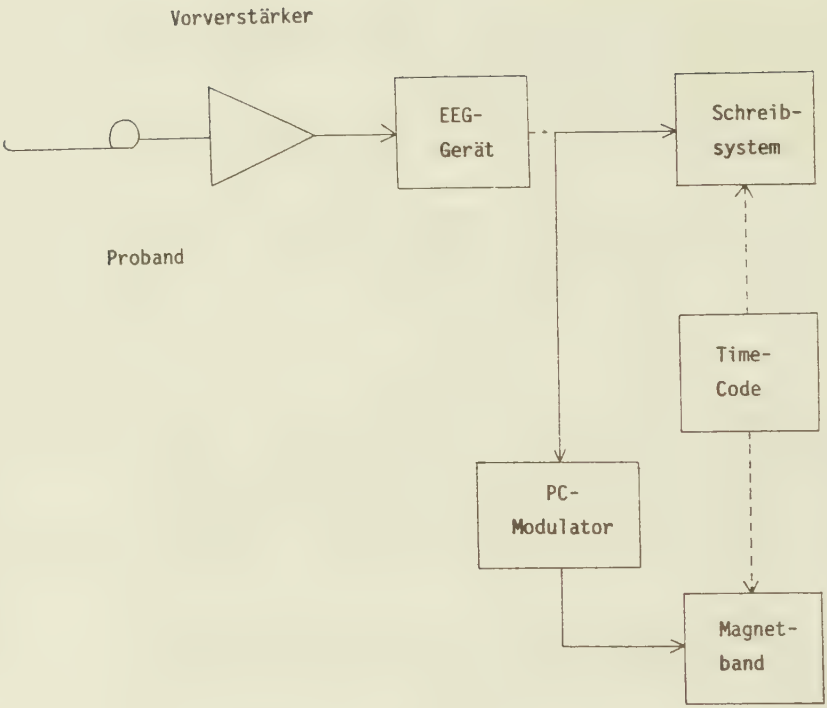


Abb. 1. Übersicht über die Aufzeichnungstechnik

PCM : Firma Reilhofer Typ 3K12
Band : 4 Spur 4SA6 mit 3 3/4 ips
TC : Reilhofer Zeitcodegenerator TG77

Ein weiterer Kanal wurde genutzt, um die Zeitsynchronisation zwischen der Kurve und der gleichzeitigen Bandaufnahme zu gewährleisten (s.o.).

Anhand der Kurve wurden geeignete Abschnitte einer Delta-Aktivität (0,1-3/sec) visuell bestimmt und für jeden Probanden jeweils ein zusammenhängendes fünfminütiges Teilstück ausgewählt.

Die Daten der diesem Kurvenabschnitt entsprechenden Tonbandaufnahme wurden nach Demodulation und Filterung (Tiefpassfilter fo = 32 Hz) gesamplet (AD-gewandelt mit einer Sample-Frequenz von 64 Hz pro Kanal).

Mit Hilfe des Prozeßrechnersystems PDP 11/34 wurden Spektralanalysen in Fast-Fourier-Transformation erstellt.

Die Berechnung der Powerspektren erfolgte gemittelt aus 2 mal 4 Sekunden-Abschnitten (spektrale Auflösung = 0,25 Hz) sowie gemittelt aus 2 mal 10 Sekunden-Abschnitten (spektrale Auflösung = 0,1 Hz), die der Kohärenzspektren gemittelt aus 30 mal 10 Sekunden-Abschnitten. Die obere spektrale Grenzfrequenz wurde generell auf 16 Hz festegelegt, da die Sample-Frequenz 64 Hz pro Kanal betrug.

Der spektrale Anteil im Delta-Bereich (0,1-3 Hz) wurde für 0,1-1,4 Hz und 1,5 -2,9 Hz getrennt bestimmt, und in Prozenten, bezogen auf die Gesamt-Delta-Leistung, ausgedrückt.

C. ERGEBNISSE

Obwohl die Probanden ohne Adaption für jeweils nur eine Nacht einbestellt wurden, erreichten alle Schlaftiefen, die den Stadien 3 und 4 nach Rechtschaffen und Kales (1968) entsprechen, zeigten also alle phasenweise eine ausreichende Delta-Aktivität.
Ausnahmslos in jeder der aufgezeichneten Kurven konnten während der Tiefschlafphasen Abschnitte gefunden werden, die deutlich sichtbar machen, daß in

F3 - Oz-B und F4 - Oz-B

frontale sinusoidale Delta Wellen von 2-3/sec vorherrschen, während in

P3 - Oz-B und P4 - Oz-B,

also parietal, polymorphe Delta-Wellen (1/sec) stärker vertreten sind. (Abb. 2)

Zu den Kurven-Abschnitten, die das oben beschriebene Phänomen zeigten, wurden mit Hilfe des Zeitcodes (siehe B. Material und Methode) die zugehörigen Bandstellen bestimmt, anhand derer dann die Powerspektren, gemittelt über 2 mal 4 Sekunden, erstellt wurden.

Es stellte sich heraus, daß, möglicherweise als Folge technischer Fehler des Aufnahmegerätes, die Tonbandaufnahmen von 3 der Probanden nicht mehr auswertbar waren. Infolgedessen waren entsprechend nur noch die Daten von 12 Probanden für die Computer-Analyse verfügbar.

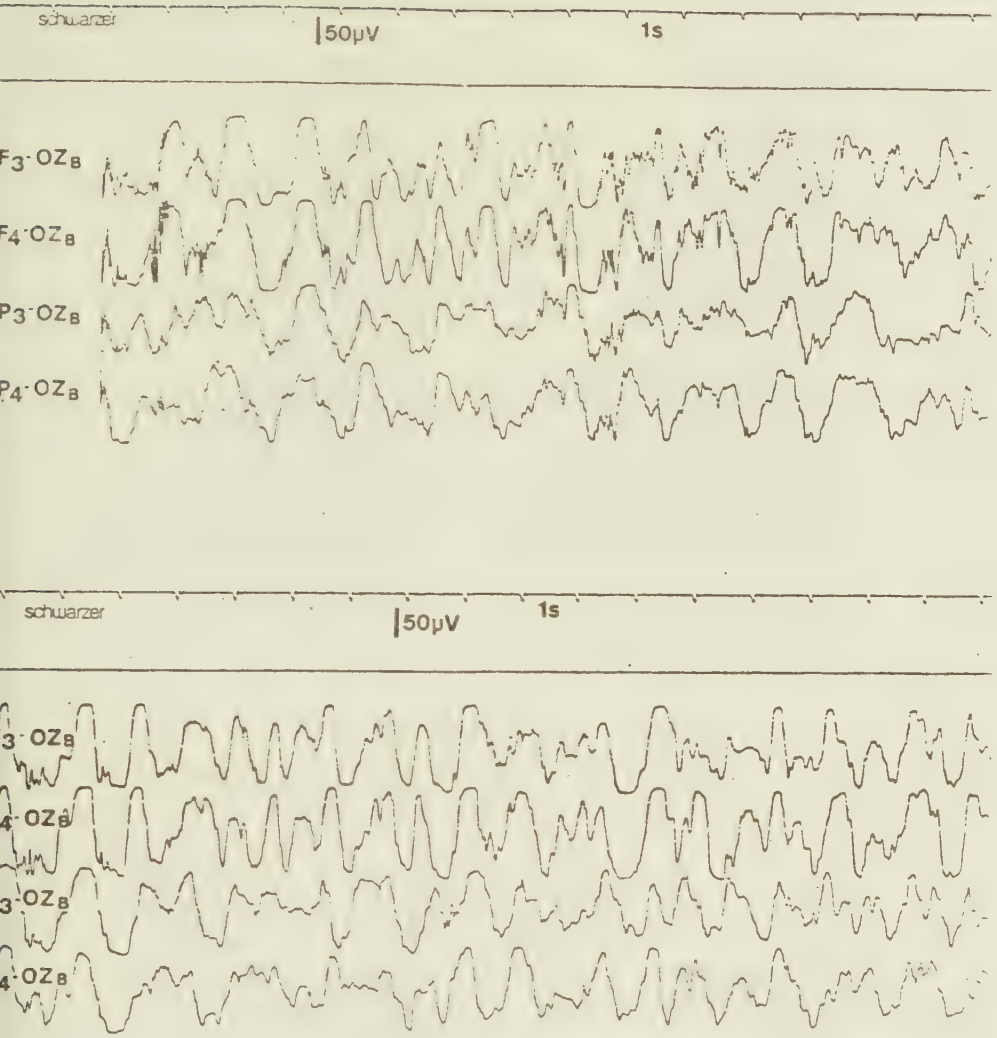


Abb. 2. Je ein Kurvenbeispiel von zwei Probanden. F3 = frontal links ; F4 = frontal rechts ; P3 = parietal links ; P4 = parietal rechts ; Oz-B = basal von der okzipitalen Mittellinien-Elektrode, noch unterhalb des Inions. In den frontalen Ableitungen überwiegen mehr sinusoidale Delta-Wellen, in den parietalen Ableitungen mehr polymorphe Delta-Wellen.

1. POWERSPEKTREN

Die Powerspektren, gemittelt über 2 mal 4 Sekunden, zeigten eine erhöhte Power des sinusoidalen Delta in den Kanälen 1 und 2 (frontal), verglichen mit den Kanälen 3 und 4 (parietal).
Parietal dagegen überwog die Power des polymorphen Delta (Abb. 3a / Abb. 3b-d im Anhang).

Dies ermutigte dazu, nochmals die Powerspektren über nun längere Epochen zu berechnen. Für jeden Probanden wurde deshalb ein fünfminütiges Teilstück der Kurve mit vorherrschender Delta-Aktivität visuell ausgewählt und anschließend der entsprechende Abschnitt auf dem Magnetband gesampelt.

Die Spektren wurden jetzt über 2 mal 10 Sekunden-Epochen gemittelt, demzufolge entstanden 15 aufeinanderfolgende Epochen à 20 Sekunden zur weiteren Berechnung.

Bei allen Probanden zeigten die Spektren stets frontal eine deutlichere Ausprägung der Power des sinusoidalen 1,3-2,9/sec-Bereiches als parietal (Abb. 4a / Abb. 4b-j im Anhang).

Dagegen war in den parietalen Kanälen die Power des polymorphen Delta-Bandes von 0,3-1,2/sec nicht so regelmäßig erhöht, verglichen mit den Werten aus dem frontalen Abgriffsbereich. Nur wenige Spektren zeigten eine entsprechende Verteilung der Gipfel deutlich (Abb. 5a / Abb. 5b,c im Anhang).

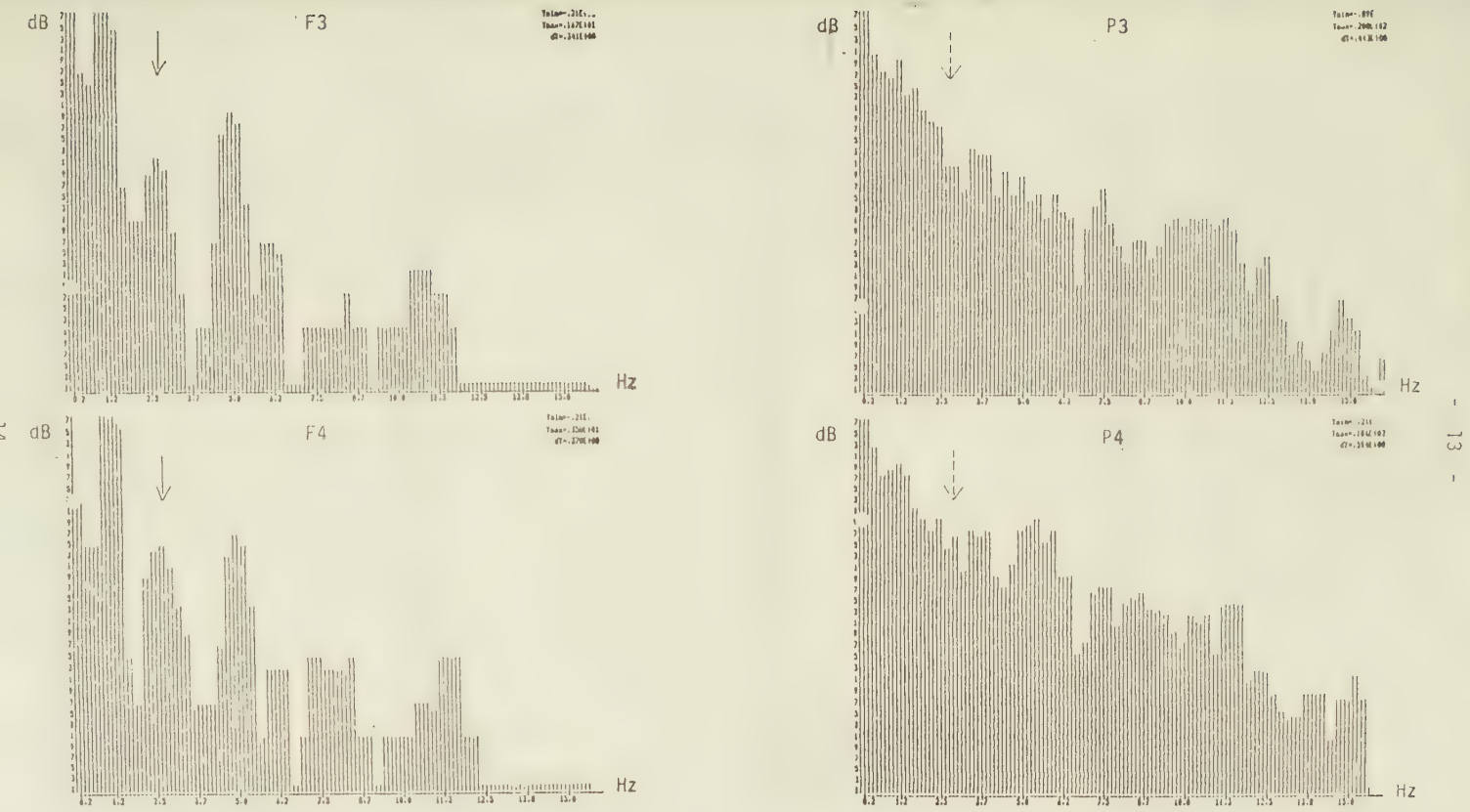


Abb. 3a. Powerspektrum, gemittelt über 2 mal 4 Sekunden (spektrale Auflösung = 0,25 Hz, logarithmische Ordinatendarstellung). Auf der Ordinate ist die spektrale Leistungsdichte in dB aufgetragen. Die obere spektrale Grenzfrequenz wurde auf 16 Hz festgelegt (Sample-Frequenz = 64 Hz pro Kanal). Die frontalen Ableitungen zeigen markante Spektralanteile (Peaks) im Bereich des sinusoidalen Delta, die parietal nicht auftreten. Parietal überwiegt die Power des polymorphen Delta, vergleichen mit frontal (s. | | bei 2,7 Hz)

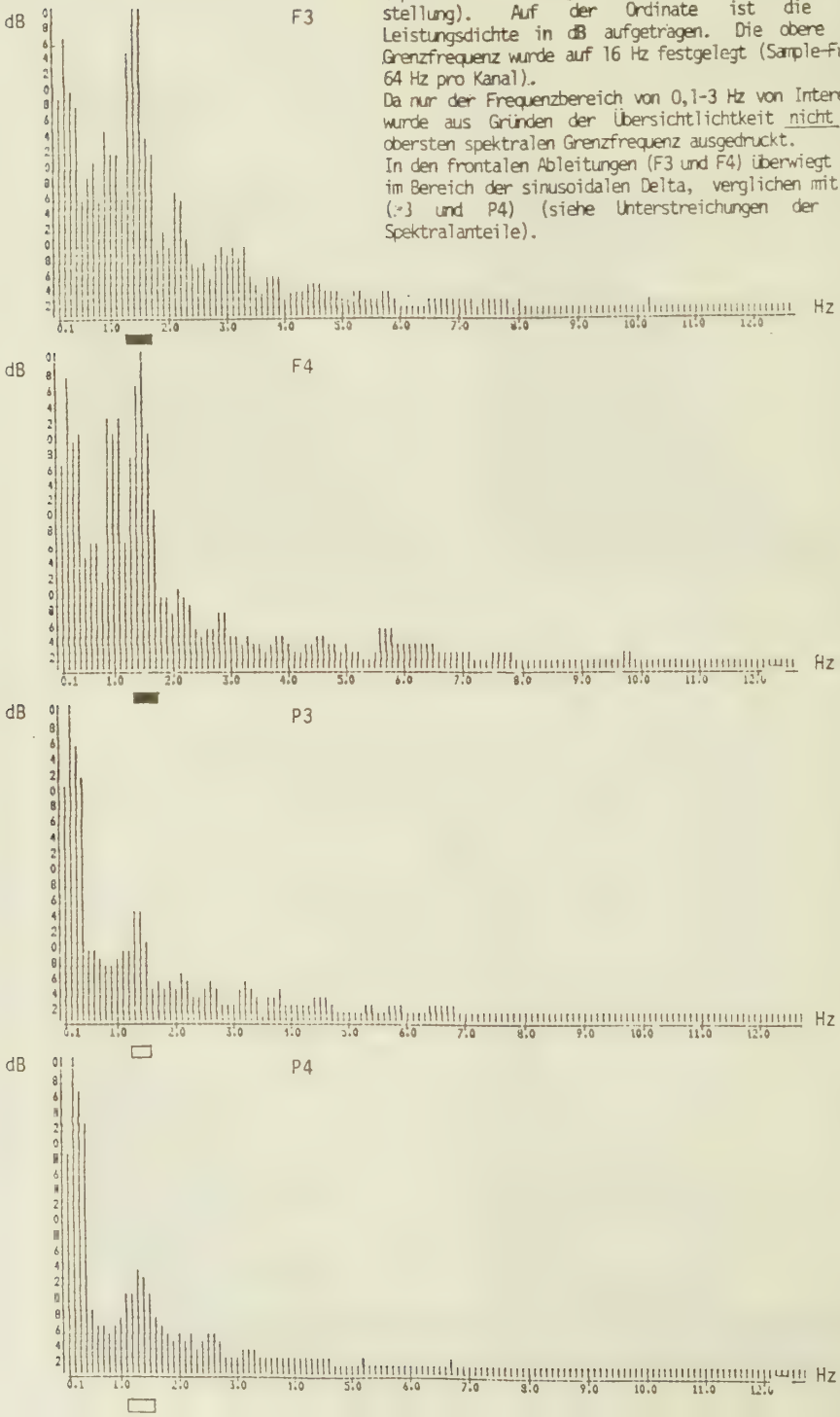


Abb. 4 a. Powerspektrum, gemittelt über 2 mal 10 Sekun
(spektrale Auflösung = 0,1 Hz, lineare Ordinatend
stellung). Auf der Ordinate ist die spektr
Leistungsdichte in dB aufgetragen. Die obere spektr
Grenzfrequenz wurde auf 16 Hz festgelegt (Sample-Frequen
64 Hz pro Kanal).
Da nur der Frequenzbereich von 0,1-3 Hz von Interesse w
wurde aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht bis
obersten spektralen Grenzfrequenz ausgedruckt.
In den frontalen Ableitungen (F3 und F4) überwiegt die Po
im Bereich der sinusoidalen Delta, verglichen mit parie
(P3 und P4) (siehe Unterstreichungen der markan
Spektralanteile).

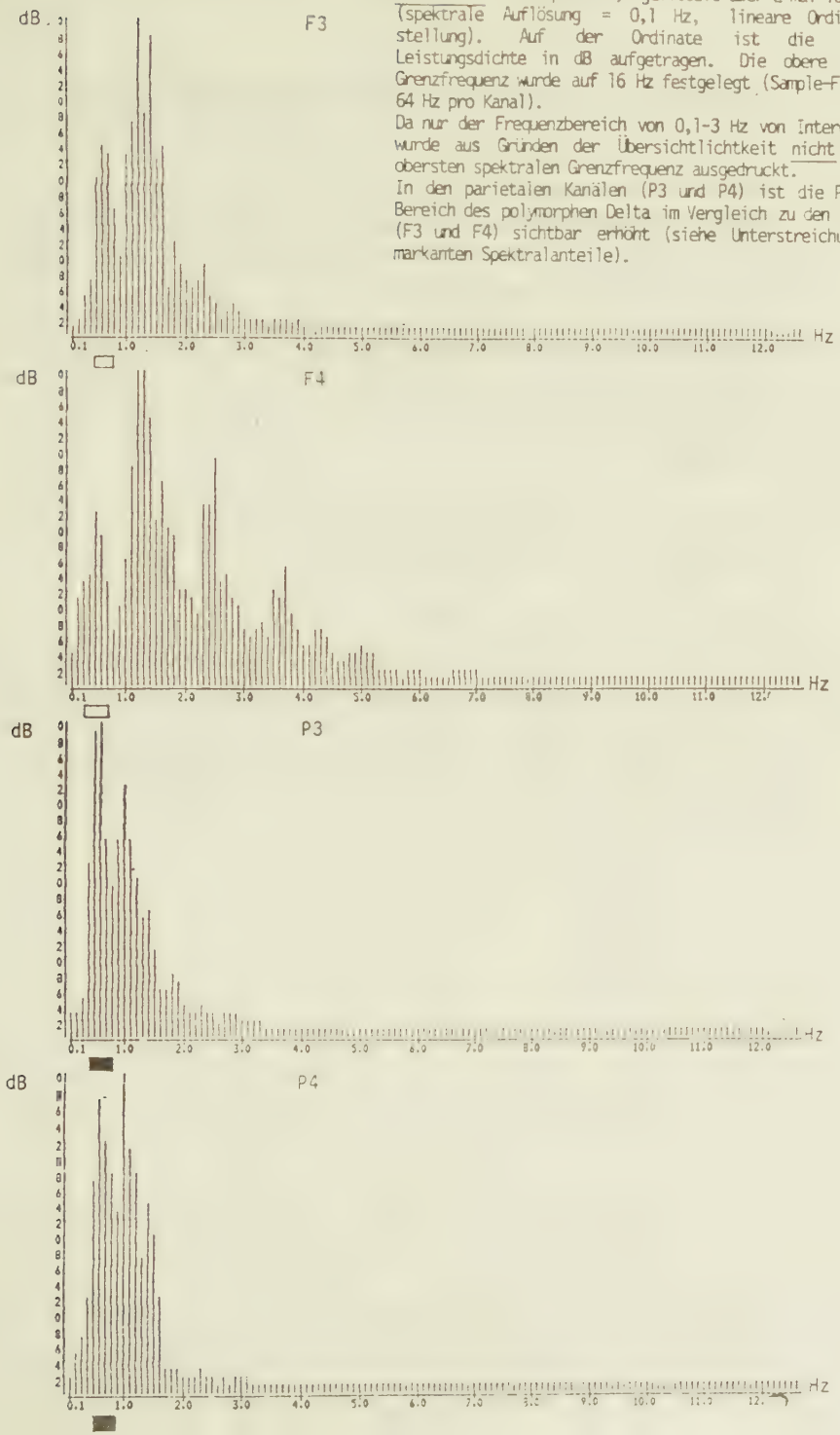


Abb. 5 a. Powerspektrum, gemittelt über 2 mal 10 Sekunden (spektrale Auflösung = 0,1 Hz, lineare Ordinatendarstellung). Auf der Ordinate ist die spektrale Leistungsdichte in dB aufgetragen. Die obere spektrale Grenzfrequenz wurde auf 16 Hz festgelegt (Sample-Frequenz = 64 Hz pro Kanal).
Da nur der Frequenzbereich von 0,1-3 Hz von Interesse war, wurde aus Gründen der Übersichtlichtkeit nicht bis zur obersten spektralen Grenzfrequenz ausgedruckt.
In den parietalen Kanälen (P3 und P4) ist die Power im Bereich des polymorphen Delta im Vergleich zu den frontalen (F3 und F4) sichtbar erhöht (siehe Unterstreichungen der markanten Spektralanteile).

2. Statistische Verteilung der markanten Spektralanteile (Peaks) in den Spektren

Anhand der Powerspektren wurde ermittelt, in welchem Frequenzbereich die Gipfel der polymorphen und der sinusoidalen Delta-Aktivität auftreten; dies wurde im wesentlichen auf die intra- und interindividuelle Streuung bezogen.

Die Tabelle 1 enthält die Kenndaten der minimalen und maximalen Grenzwerte polymorpher und sinusoidaler Delta-Aktivität, sowie die statistische Verteilung der Gipfel mit Angaben über die Median- und Mittelwerte.

Abbildung 6 veranschaulicht die statistische Verteilung noch einmal übersichtlich in Form von Box-Whisker-Plots.

Es läßt sich eindeutig erkennen, daß die polymorphe und die sinusoidale Delta-Aktivität nicht nur klar getrennte Frequenzbereiche zeigen, sondern auch fast ideale Gaußsche Verteilungen aufweisen, die durch die Mittellage von Median- und Mittelwert im Box-Plot deutlich werden, sowie durch die gleichmäßige Ausdehnung der Whisker bei wenigen Ausreißern zum Ausdruck kommen. (Tab. 1; Abb. 6).

Tab. 1. Charakteristische Kenndaten der polymorphen und sinusoidalen Delta-Avktivität (in Hz)

	ANZAHL	MINIMUM	1.QUART	MEDIAN	3.QUART	MAXIMUM	MITTELW.	STD.ABW	KONF 99 ÷	KONF 95 ÷
POLYMORPH	36	0.3	0.70	0.85	1.0	1.2	0.84	0.23	0.10	0.08
SINUSOIDAL	36	1.3	1.65	2.00	2.2	2.9	1.94	0.38	0.17	0.13

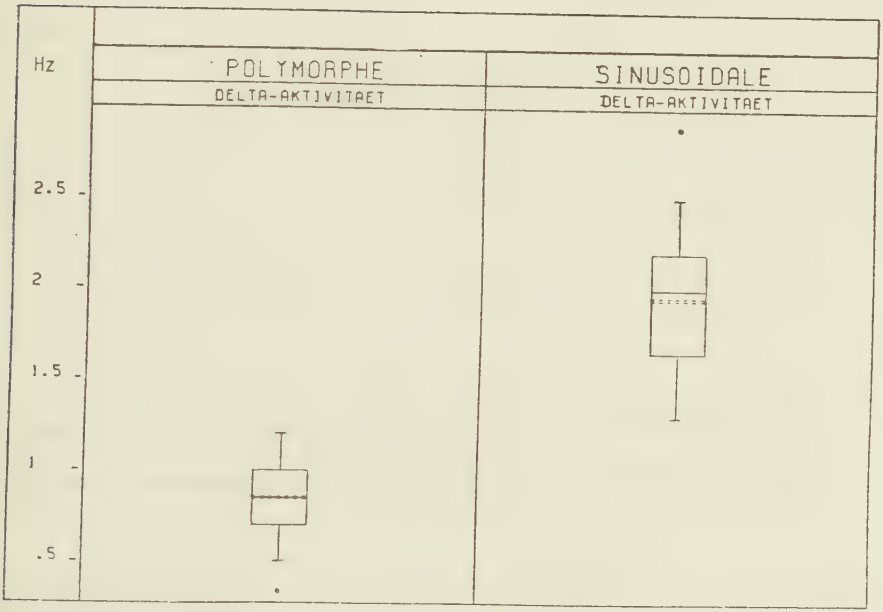
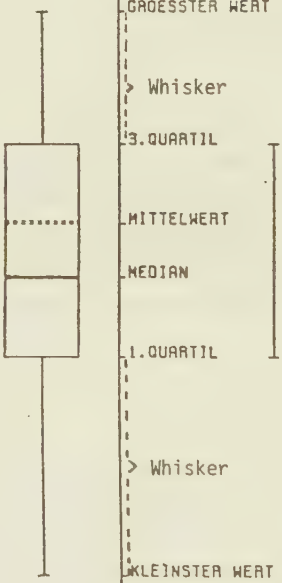


Abb. 6. Darstellung der Verteilung polymorpher und sinusoidaler Delta-Avitivät in Hz mittels Box-Whisker-Plots (Erklärung der Box-Whisker-Plots umseitig)

ERKLAERUNG DER BOX-WHISKER-PLOTS



↑2 2 WERTE AUSSERHALB DES 2 -FACHEN IQA, ANGETRAGEN AN DAS 3. QUARTIL

▪ WERT INNERHALB DES 1.5-BIS 2-FACHEN IQA, ANGETRAGEN AN DAS 3. QUARTIL

• WERT INNERHALB DES 1- BIS 1.5-FACHEN IQA, ANGETRAGEN AN DAS 3. QUARTIL

GROESSTER WERT INNERHALB DES EINFACHEN IQA, ANGETRAGEN AN DAS 3. QUARTIL

> Whisker

3. QUARTIL

MITTELWERT

INTERQUARTILSABSTAND (IQA) / Box

MEDIAN

1. QUARTIL

> Whisker

KLEINSTER WERT INNERHALB DES EINFACHEN IQA, ANGETRAGEN AN DAS 1. QUARTIL

• WERT INNERHALB DES 1- BIS 1.5-FACHEN IQA, ANGETRAGEN AN DAS 1. QUARTIL

▪2 2 WERTE INNERHALB DES 1.5-BIS 2 FACHEN IQA, ANGETRAGEN AN DAS 1. QUARTIL

↓ WERT AUSSERHALB DES 2-FACHEN IQA, ANGETRAGEN AN DAS 1. QUARTIL

(nach Tukey, 1977)

3. Spektraler Anteil sinusoidaler und polymorpher Delta-Wellen

Die statistische Verteilung der markanten Spektralanteile in den Spektren hatte ergeben, daß polymorphe und sinusoidale Delta-Aktivität zwei klar voneinander getrennte Frequenzbereiche darstellen, und gleichzeitig deren ungefähre Begrenzungen abschätzbar gemacht (s.o.).

Unter Berücksichtigung dieser Ergebnisse wurden die Frequenzbereiche in folgender Weise neu festgelegt :

0,1-1,4 Hz für das polymorphe Delta

1,5-2,9 Hz für das sinusoidale Delta

Der spektrale Anteil der jeweiligen Frequenzbänder wurde dann auf das gesame Delta-Spektrum von 0,1-3 Hz = 100% bezogen, und der Anteil des polymorphen bzw. sinusoidalen Delta in Prozenten ausgedrückt für jeden Kanal getrennt angegeben.

Die Berechnungen zeigten für 11 der 12 Probanden, zum Teil überaus eindeutig und überzeugend, daß der spektrale Anteil sinusoidaler Delta-Wellen frontal größer ist als parietal.
Der spektrale Anteil polymorper Delta-Wellen dagegen überwog parietal (Tab. 2).

Beispiel 1		frontal	parietal
0,1-1,4 Hz	li	56,9 %	65,9 %
(polymorphes Delta)	re	55,4 %	66,8 %
1,5-2,9 Hz	li	40,6 %	32,1 %
(sinusoidales Delta)	re	42,1 %	31,4 %

Beispiel 2		frontal	parietal
0,1-1,4 Hz	li	51,8 %	59,1 %
(polymorphes Delta)	re	52,5 %	59,1 %
1,5-2,9 Hz	li	45,4 %	38,7 %
(sinusoidales Delta)	re	44,6 %	38,4 %

Beispiel 3		frontal	parietal
0,1-1,4 Hz	li	49,0 %	56,5 %
(polymorphes Delta)	re	49,7 %	56,7 %
1,5-2,9 Hz	li	47,9 %	40,9 %
(sinusoidales Delta)	re	47,1 %	40,6 %

Beispiel 4		frontal	parietal
0,1-1,4 Hz	li	54,2 %	62,9 %
(polymorphes Delta)	re	49,1 %	60,0 %
1,5 - 2,9 Hz	li	43,2 %	35,0 %
(sinusoidales Delta)	re	47,8 %	37,7 %

Beispiel 5		frontal	parietal
0,1-1,4 Hz	li	52,9 %	55,9 %
(polymorphes Delta)	re	50,8 %	61,5 %
1,5-2,9 Hz	li	45,0 %	41,7 %
(sinusoidales Delta)	re	46,5 %	36,5 %

Beispiel 6		frontal	parietal
0,1-1,4 Hz	li	56,5 %	60,8 %
(polymorphes Delta)	re	52,3 %	62,2 %
1,5-2,9 Hz	li	41,0 %	36,9 %
(sinusoidales Delta)	re	44,9 %	35,4 %

Beispiel 7		frontal	parietal
0,1-1,4 Hz	li	51,5 %	53,3 %
(polymorphes Delta)	re	50,0 %	55,9 %
1,5-2,9 Hz	li	45,6 %	43,9 %
(sinusoidales Delta)	re	47,0 %	41,4 %

Beispiel 8		frontal	parietal
0,1-1,4 Hz	li	47,8 %	54,1 %
(polymorphes Delta)	re	48,4 %	53,0 %
1,5 - 2,9 Hz	li	49,0 %	43,1 %
(sinusoidales Delta)	re	48,5 %	44,3 %

Beispiel 9		frontal	parietal
0,1-1,4 Hz	li	52,5 %	58,9 %
(polymorphes Delta)	re	50,3 %	58,3 %
1,5-2,9 Hz	li	44,6 %	38,7 %
(sinusoidales Delta)	re	46,8 %	49,3 %

Beispiel 10		frontal	parietal
0,1-1,4 Hz	li	51,5 %	53,4 %
(polymorphes Delta)	re	50,5 %	52,0 %
1,5-2,9 Hz	li	45,6 %	43,8 %
(sinusoidales Delta)	re	46,5 %	45,0 %

Beispiel 11		frontal	parietal
0,1-1,4 Hz	li	53,1 %	55,2 %
(polymorphes Delta)	re	47,2 %	63,9 %
1,5-2,9 Hz	li	44,4 %	42,2 %
(sinusoidales Delta)	re	49,7 %	34,1 %

Mittelwerte aus 11 Beispielen		frontal	parietal
0,1-1,4 Hz	li	52,5 %	57,5 %
(polymorphes Delta)	re	50,5 %	59,0 %
1,5 - 2,9 Hz	li	44,7 %	39,7 %
(sinusoidales Delta)	re	46,5 %	39,4 %

Tab. 2. Je ein Beispiel von 11 Probanden mit der getrennten Bestimmung (gemittelt über 2 mal 10 Sekunden) des spektralen Anteils für 0,1-1,4 und 1,5-2,9 Hz, ausgedrückt in Prozenten, bezogen auf die Gesamt-Delta-Leistung (0,1-3 Hz = 100 %), sowie Darstellung der Mittelwerte aus den 11 Beispielen. Die akkumulierten Prozentwerte in den beiden Bändern erreichen nicht ganz 100 %, weil sie den Wert der spektralen Leistungsdichte bei 3 Hz nicht mitberücksichtigen. Der relative Anteil sinusoidaler Delta-Wellen ist frontal stets größer als parietal, während der Anteil polymorpher Delta-Wellen parietal überwiegt.

4. KOHÄRENZSPEKTREN

Die Kohärenzspektren wurden über 30 mal 10 Sekunden berechnet. Die Analyse bezog folglich sämtliche Daten des gesampelten fünfminütigen Teilstücks der Magnetbandaufnahme ein.

a. Kohärenz zwischen bilateralten homologen Gebieten

Die Kohärenzspektren der Kanalpaare

li frontal (F3) - re frontal (F4)
li parietal (P3) - re parietal (P4)

ergaben bei 10 der 12 Probanden im Frequenzbereich des gesamten Delta-Bandes, also für sinusoidales und polymorphes Delta, eine hohe Kohärenz mit Werten zwischen 0,5-0,9 oder mehr. Nur bei 2 Probanden lagen die Werte zwischen 0,3-0,5. (Abb. 7a / Abb. 7b-l im Anhang)

b. Kohärenz zwischen homolateralen frontalen und parietalen Gebieten

Die Kohärenzspektren der Kanalpaare

li frontal (F3) - li parietal (P3)
re frontal (F4) - li parietal (P4)

zeigten im Vergleich zur bilateralen Kohärenz für alle Probanden bemerkenswerte Unterschiede. Weder für das polymorphe, noch für das sinusoidale Delta fanden sich Werte über 0,3, so daß sich eine nur sehr gering ausgeprägte homolaterale Kohärenz feststellen läßt. (Abb. 7a / Abb. 7b-l im Anhang).

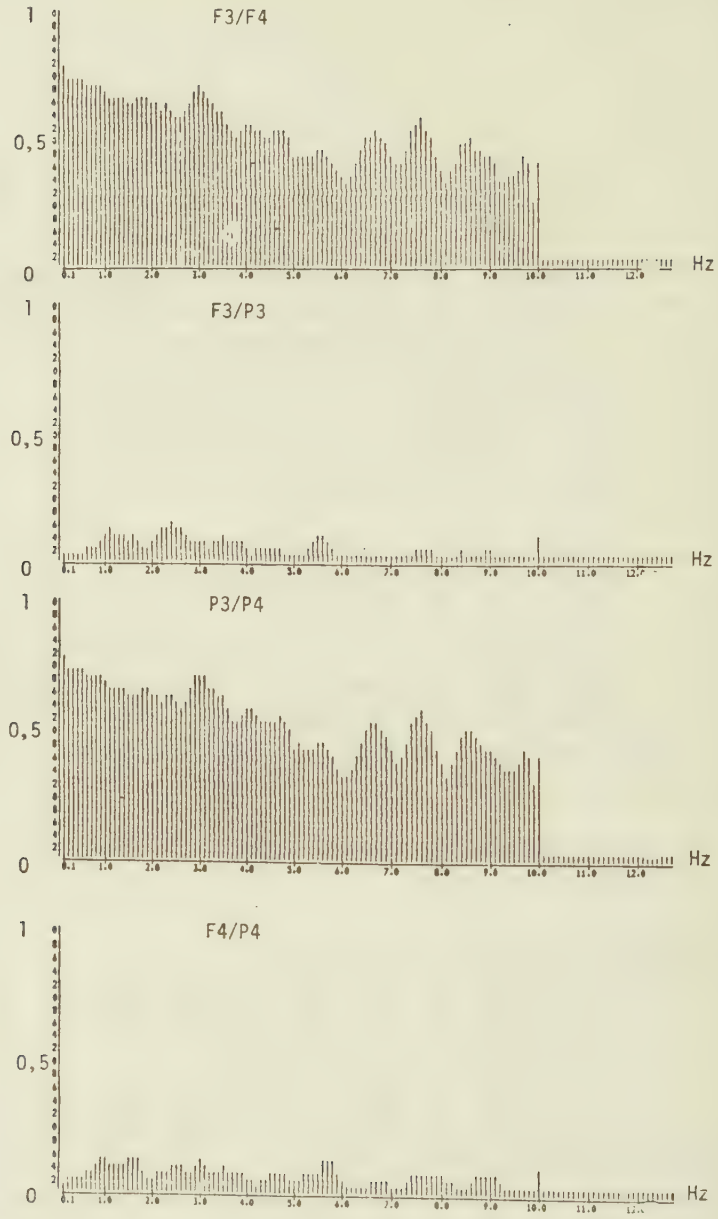


Abb. 7a. Kohärenzspektrum, gemittelt über 30 mal 10 Sekunden. Auf der Ordinate ist die Kohärenz aufgetragen (0-1; 0 = inkohärent, 1 = absolut kohärent). Die obere spektrale Grenzfrequenz wurde auf 16 Hz festgelegt (Sample-Frequenz = 64 Hz pro Kanal).
Da nur der Frequenzbereich von 0,1-3 Hz von Interesse war, wurde aus Gründen der Übersichtlichtkeit nicht bis zur obersten spektralen Grenzfrequenz ausgedruckt.
Zwischen bilateralen homologen Gebieten (Kanalpaare F3/F4 und P3/P4) besteht im Frequenzbereich des gesamten Delta-Bandes eine hohe Kohärenz mit Werten von 0,6-0,75. Zwischen homolateralen frontalen und parietalen Gebieten (Kanalpaare F3/P3 und F4/P4) besteht eine nur gering ausgeprägte Kohärenz mit Werten unter 0,2.

D. DISKUSSION

Die Festlegung der Frequenzbänder, so auch des Sub-Delta / Delta-Bandes auf 0-3,5 Hz, beruht auf historischen Gegebenheiten und genügt heutigen Betrachtungsnotwendigkeiten nicht mehr (Herrmann et al. 1978), wenngleich sie so allgemeiner Brauch geworden sind, daß sie sicher noch lange Zeit verwendet werden dürften.

Allein die klinisch-visuellen Beobachtungen deckten bereits unterschiedliche form- und frequenzgebundene Charakteristika im Delta-Bereich auf, wie die langsame polymorphe (1/sec) und die schnellere sinusoidale Aktivität von 2 oder 3/sec.

Zum einen die Feststellung des gesonderten Auftretens polymorpher und sinusoidaler Delta-Wellen bei unterschiedlichen Krankheitsbildern (z. B. gehäuftes Auftreten sinusoidaler Delta-Aktivität bei Schädigungen des dorsalen Thalamus, bei Balkengliomen oder Tumoren im Trigonumbereich; dagegen verstärktes Auftreten polymorpher Delta-Aktivität bei Schädigungen des lateralen Thalamus), zum anderen die Beobachtung, daß beide Wellenformen eine unterschiedliche räumliche Ausprägung aufweisen, sind deutliche Hinweise, die berechtigen, unterschiedliche neurale Organisationen für die verschiedenen Delta-Fraktionen anzunehmen.

Die Frage dieser Untersuchung, ob eine derartige topographische Uneinheitlichkeit innerhalb des Delta-Bandes auch im Schlaf besteht oder nicht, muß nach den vorliegenden Ergebnissen folgendermaßen beantwortet werden:

1. Es ließ sich eindeutig zeigen, daß sinusoidale Delta-Wellen frontal stärker als parietal vertreten sind.

Sowohl die Powerspektren, gemittelt über 2 mal 4 Sekunden-Epochen, als auch die Powerspektren, gemittelt über 2 mal 10 Sekunden-Epochen, zeigten eine erhöhte Power des sinusoidalen Delta in den frontalen Kanälen, verglichen mit den parietalen.

Darüber hinaus ergaben die kanalgetrennten Prozentberechnungen des relativen Anteils sinusoidaler Delta-Wellen bezogen auf die Gesamt-Delta-Leistung überzeugend, daß der relative spektrale Anteil der sinusoidalen Delta-Wellen frontal größer ist als parietal.

2. Die Dominanz polymorpher Delta-Wellen in den parietalen Ableitungen, verglichen mit den frontalen, muß stark angenommen werden.

   In den Powerspektren, gemittelt über 2 mal 4 Sekunden-Epochen, überwog die Power des polymorphen Delta parietal gegenüber frontal.

   In den Powerspektren, gemittelt über 2 mal 10 Sekunden-Epochen, war dagegen in den parietalen Kanälen die Power des polymorphen Delta-Bandes nicht so regelmäßig erhöht, verglichen mit den Werten der sinusoidalen Aktivität aus dem frontalen Abgriffsbereich.

   Demgegenüber zeigten die kanalgetrennten Prozentberechnungen des relativen Anteils polymorpher Delta-Wellen bezogen auf die Gesamt-Delta-Leistung sehr deutlich, daß der relative spektrale Anteil der polymorphen Delta-Wellen parietal überwiegt.

Die EEG-Delta-Aktivität des Slow Wave Sleep in den Schlafstadien 3 und 4 wird allgemein eingestuft als synchronisierte kortikale Aktivität, wobei man bisher von der Existenz einer Quelle für Delta-Wellen ausging. Auschlaggebend für diese Ansicht waren die Arbeiten von Jasper (1936), Morrisson und Dempsey (1942,1943), Verezano und Negishi (1960), sowie Evarts (1962).

Auch jüngere Untersuchungen, die sich bereits mit der topographischen Verteilung von EEG-Aktivitäten im Bereich des Delta-Bandes beschäftigten, setzten - zumindest teilweise - ebenfalls die Annahme voraus, daß nur ein Schrittmacher existiere und insofern das Gesamtband einer Einheitlichkeit unterliege (Findji et al., 1981; Liard und Burger, 1979).

Die ersten, die aufgrund ihrer Ergebnisse erhebliche Zweifel anmeldeten, waren Naitoh et al. (1970). Sie vermuteten, daß schon die 1/sec-Aktivität für sich in den Schlafstadien 3 und 4 von zwei Generatoren erzeugt würde. Der eine träte überwiegend frontozentral (höchste Aktivität bei F3 = 90% ; C3 = 85%), weit weniger dagegen okzipital in Erscheinung (O1 = 25%). Der andere sei dagegen streng bei O1 (60%) lokalisiert und seine Aktivität frontal und zentral nur noch gering nachzuweisen (F3 = 9% ; C3 = 11%).

Den Verdacht, daß die Delta-Aktivität durch zwei voneinander unabhängigen Schrittmachern erzeugt wird, äußertern auch Dummermuth et al. (1972), nachdem sie nachweisen konnten, daß für langsame EEG-Aktivität zwischen bilateralen homologen Gebieten eine hohe Kohärenz, zwischen homolateralen vorderen und hinteren Gebieten dagegen nur eine geringe Kohärenz besteht, was in dieser Arbeit bestätigt werden konnte.

Vor diesem Hintergrund liegt es nun nahe, in Erwägung zu ziehen, daß sinusoidale und polymorphe Delta-Wellen möglicherweise Ausdruck der Tätigkeit unterschiedlicher neuraler Organisationen und lokalisierter Quellen sind, die bei etwa gleichem Niveau der allgemeinen zerebralen Synchronisation in Gang gesetzt werden.

In Anlehnung an die eben dargestellten Aussagen der Arbeiten von Naitoh und Dummermuth ließen sich die Erbgebnisse dieser Studie dann wie folgt bewerten:

1. Die frontal betonte sinusoidale Delta-Aktivität wird entweder durch einen eigenen Schrittmacher erzeugt, der im Sinne einer aktiven Schlaftheorie (Jouvet,1969) in frontalen hypnogenen Hirnstrukturen kortikal oder thalamisch gelegen sein dürfte.

In Frage käme aber auch der von Naitoh et al. (1970) postulierte frontozentrale Schrittmacher (s.o.), wenn man annimmt, daß dieser neben der von Naitoh ausschließlich untersuchten polymorphe 1/sec Aktivität zusätzlich sinusoidale Delta-Wellen produziert.

2. Die parietal vermehrt gefundene polymorphe Delta-Aktivität wird durch den von Naitoh et al. (1970) angenommenen okzipitalen Schrittmacher erzeugt, der seinerseits ausschließlich den Ausgangspunkt polymorpher Delta-Wellen darstellt. Folglich wäre also das Auftreten sinusoidaler Delta-Wellen parietal durch den vorderen, frontalen Schrittmacher bedingt.

Für diese Überlegung spricht die von Dummermuth et al. (1972) erstmalig nachgewiesene geringe Kohärenz für die Delta-Aktivität zwischen homolateralen vorderen und hinteren Gebieten.

Demnach nämlich wäre es nur noch denkbar, daß entweder eine eigene parietal-okzipital lokalisierte neurale Organisationsform den Ursprung der gering ausgeprägten sinusoidalen Delta-Aktivität parietal darstellt, oder aber der bereits erwähnte von Naitoh et al. (1970) postulierte okzipitale Schrittmacher neben überwiegend polymorpher Delta-Aktivität zusätzlich gerinfügig sinusoidale Delta-Wellen produziert - was beides wenig wahrscheinlich ist.

Die konkrete Identifizierung von Schrittmachern hinsichtlich ihres Ursprungsortes, beziehungsweise die Aufdeckung der morphologischen Organisationssubstrate, ist gegenwärtig noch nicht sicher möglich.

Man kann davon ausgehen, daß die EEG-Aktivität im wesentlichen in den oberflächlichen Dendriden-Strukturen der 1. Kortexschicht entsteht, und höchstwahrscheinlich das Ergebnis einer Überlagerung von postsynaptischen Potentialen darstellt (Caspers und Speckmann, 1970). Seit langem wird vermutet, daß diese Aktivität durch Einflüße tiefer Hirnstrukturen synchronisiert wird, wobei thalamische Kerngebiete eine entscheidende Rolle spielen dürften (Lindsley et al.,1950 ; Naquet et al.,1965).

Den Gedanken an einen Schrittmacher innerhalb des Thalamus äußerten u.a. Morrison und Dempsey schon 1942. Sie beschrieben eine Spindel-ähnliche Aktivität im Kortex nach Stimulation des medialen Thalamus-Kerns.

Aufgrund seiner experimentellen Ergebnisse am isolierten Kortex forderte allerdings Himwich 1958 für die langsame EEG-Aktivität einen kortikalen Ursprung. Speziell für die Erzeugung von Spindeln nahm Himwich jedoch thalamo-kortikale Verbindungen als notwendige Voraussetzung an. Die Abhängigkeit der Spindel-Entstehung sowohl vom Kortex als auch vom Thalamus wurde schließlich von Naquet (1964) sowie Andersen et al. (1967a,1967b) nachgewiesen.

Auf der Grundlage ihrer Untersuchungen äußerten letztgenannte (Andersen et al.,1967 a,b; Andersen und Andersson,1968) den Gedanken eines fakultativen Schrittmachers im Thalamus, welcher geeignet ist, die Aktivität in den korrespondierenden kortikalen Gebieten zu beeinflußen. Ihrer Hypothese zufolge sind mehrere voneinander unabhängige Zellgruppen im Thalamus in der Lage Spindel-Aktivität mit unterschiedlicher Spindel-Frequenz zu erzeugen. Nach dem Prinzip der postsynaptischen Hemmung wird schließlich die Mehrzahl dieser Zellgruppen inaktiviert, so daß die Rolle des eigentlichen Schrittmachers unter ihnen wechseln kann.

Es paßt in dieses Konzept, daß Mountcastle (1957) sowie Hubel und Wiesel (1962) spezifische thalamo-kortikale Fasern beschrieben hatten, welche rhythmische Entladungen aus dem Thalamus an kortikale Gebiete weiterleiten, die ihrerseits wiederum mit kortikalen Säulen korrespondieren. Die Anzahl von Rhythmus-Generatoren im Thalamus der Katze liegt schätzungsweise zwischen 30.000-40.000, die Anzahl der kortikalen Säulen in einer Hemisphäre der Katze bei ungefähr 25.000 (Andersen und Andersson, 1968). Es sollte daher festgehalten werden, daß der hohe Grad an Synchronizität von rhythmischen Aktivitäten im Thalamus und im Kortex, der gewöhnlicherweise beobachtet wird, zeigt, daß die Aktivität eines Schrittmachers in umfassenden, weitverzweigten Strukturen koordiniert wird.

Es ist denkbar, daß dabei "Verteiler-Neuronen" eine Rolle spielen, ähnlich dem Typ, wie er von Scheibel und Scheibel (1966) und Tömböl (1967) beschrieben wurde.

Beachtung finden sollen an dieser Stelle auch die Ergebnisse einer erst kürzlich veröffentlichten Studie von Steriade et al. (1985), welche die Vorstellung eines fakultativen Schrittmachers im Thalamus relativieren. In akuten und chronischen Experimenten bei Katzen wurde eine Hemmung der Spindel-Aktivität in den thalamischen Relaiskernen sowie den intralaminären Kernen des Thalamus gefunden, nachdem deren Verbindungen zum Nucleus reticularis thalami durchtrennt worden waren, während die Neurone des Nucleus reticularis thalami selbst nach wie vor Spindel-Aktivität zeigten. Die Autoren ziehen dementsprechend die Möglichkeit in Betracht, daß den Neuronen des Nucleaus reticularis thalami die Funktion des eigentlichen Schrittmachers für die Erzeugung der Spindel-Aktivität zukommen könnte. Man wird von zukünftigen Untersuchungen diesbezüglich weiteren Aufschluß erwarten dürfen.

Experimente mit dezerebrierten Tierpräparaten haben jedenfalls gezeigt, daß ein bestimmter Mechanismus innerhalb des Thalamus eine breitgestreute Synchronisation eines individuellen Rhythmus-Generators gewährleistet, und es ist wahrscheinlich, daß die Koordination von rhythmischer Aktivität in weiten kortikalen Gebieten primär ein intra-thalamisches Geschehen darstellt (Andersson und Manson, 1971c).

Unklar ist nach wie vor die Bedeutung des Corpus callosum für die bilaterale Koordination spontaner rhythmischer EEG-Muster der beiden Hemisphären. Bremer und Stoupel äußerten 1957 aufgrund von Versuchen an Encéphale isolée-Präparaten die Vermutung, das Corpus callosum selbst habe einen synchronisierenden Einfluß. Gestützt wurde diese Annahme durch Untersuchungen von Berlucchi (1966) an chronisch implantierten Katzen, bei denen die bilaterale Synchronisation von EEG-Mustern nach Durchtrennung des Corpus callosum vermindert war. Demgegenüber konnten Batini et al. (1966) an Affen keine Veränderung der bilateralen EEG-Koordination nach Durchtrennung der Vorderhirnkommissuren finden.

Einen gegenteiligen Standpunkt vertraten auch Singer und Creutzfeldt (1969), die vor und nach Kommissurotomie gleich niedrige Korrelationskoeffizienten im Seitenvergleich für die spontane EEG-Aktivität festgestellt hatten. Sie vermuteten dementsprechend, daß getrennte Generator-Mechanismen für die rhythmische Aktivität verantwortlich sind, und daß ein tiefer im Hirnstamm zu lokalisierendes Gebiet angenommen werden muß, über welches die bilateralen EEG-Muster miteinander korreliert werden.

Einen bedeutenden Hinweis für die Richtigkeit dieser Auffassung lieferten die bereits mehrfach erwähnten Untersuchungen von Andersen et al. (1967), nach denen die Generatoren der Spindel-Aktivität für jede Hemisphäre getrennt in die spezifischen thalamischen Relaiskerne zu lokalisieren sind.

Bemerkenswert in diesem Zusammenhang sind die Ergebnisse von Dummermuth et al. (1972). Sie zeigen, daß sich die Kohärenzen zweier hauptsächlicher Schlaf-Aktivitäten, nämlich der Schlaf-Spindeln-Aktivität und der Delta-Aktivität, deutlich unterscheiden. Während die Kohärenz zwischen bilateralen homologen Gebieten (interhemisphäral) für beide Schlaf-Aktivitäten signifikant hoch war, ließ sich für homolaterale vordere und hintere Gebiete (intrahemisphäral) nur für die Schlaf-Spindeln-Aktivität, nicht aber für die Delta-Aktivität, Kohärenz nachweisen. Dies legt den Schluß nahe, daß die Delta-Aktivität, im Gegensatz zu der Schlaf-Spindeln-Aktivität, wahrscheinlich ausschließlich bilateral organisiert ist.

Wie eine neuere Studie (Scheuler et al.1985) aufzeigte, liegen beim Alpha-Schlafmuster offensichtlich ähnliche Verhältnisse vor. Das Alpha-Schlafmuster ist bekannt als eine rhythmische EEG-Aktivität im Alpha-Frequenzbereich, die sich den regulären Mustern des NREM-Schlafs überlagert, und eine Affinität zu den Schlafstadien 3 und 4 aufweist. Scheuler et al. (1985) fanden für Probanden mit Alpha-Schlafmuster, im Vergleich zu Probanden ohne Alpha-Schlafmuster, einen Gipfel der interhemisphäralen Kohärenz frontal im Alpha-Band, während die intrahemisphärale Kohärenz frontal-okzipital gering war.

Gleichwohl bleibt es eine offene Frage, ob die Synchronisation von homologen kortikalen Gebieten über das Corpus callosum erfolgt, oder aber bilaterale homologe Thalamus-Strukturen homolateral unabhängig voneinander, jedoch bilateral eng organisiert, diese Funktion ausüben können. Als morphologisches Substrat einer solchen bilateralen Koordination kämen thalamische Strukturen, - ganz besonders die Massa intermedia (Singer und Creutzfeldt, 1969) -, sowie subthalamische Verbindungen in Frage.

Zusätzlich ist zu bedenken, inwieweit die Mechanismen der Rhythmus-Erzeugung im Thalamus von synchronisierenden bzw. desynchronisierenden Einflüßen aus dem Hirnstamm abhängen, welche bilateral erforderliche Organisationsbedingungen einer rhythmischen Aktivität herbeiführen (Hoovey et al.,1972).

Als bilaterale Verbindung der spezifischen Thalamuskerne könnte auch das Mittelhirn eine Rolle spielen, wie von Bava et al. (1966) aufgrund kontralateraler thalamischer Einzelzellreaktionen auf elektrische Thalamusreizung nach Abtragung der Hirnrinde und der Vorderhirnkommissuren wahrscheinlich gemacht wurde.

Andere Experimente mit dekortizierten Tierpräparaten (Andersson et al., 1971b) lassen vermuten, daß der Kortex eine bestimmte Fähigkeit besitzt, um die Spindel-Aktivität im Thalamus zu unterdrücken. Dieser Effekt dürfte höchstwahrscheinlich bedingt sein durch ein verändertes Gleichgewicht zwischen Hemmung und Aktivierung thalamischer Zellen, was der Vorstellung einer "rhythm generating loop" (Iwama und Yamamoto, 1961; Shimazu et al.,1967; Andersen et al.,1966) entsprechen würde, bei der man von der Möglichkeit einer rückläufigen Beeinflußung der Rhythmus-Erzeugung im Thalamus über Verbindungen zwischen dem Kortex und den thalamischen Relaiskernen ausgeht.

Demgemäß kann man die Überlegung anschließen, ob die Organisationsbedingungen, welche die Spindel-Aktivität entstehen lassen, möglicherweise Ausdruck eines neuronalen Leerlaufs sind, der ein ungestörtes Gleichgewicht zwischen hemmenden und aktivierenden Einflüßen zur Folge hat und dadurch die Erzeugung der Spindeln-Formation in den spezifischen Thalamuskernen nach sich zieht. Auf diese Weise könnte natürlich auch prinzipiell die Entstehung der sinusoidalen Delta-Aktivität gedacht werden, trotz der bestehenden Unterschiede zwischen Delta- und Spindel-Aktivität hinsichtlich ihrer inter- und intrahemisphäralen Kohärenzen, auf die bereits eingangen wurde (s.o.).

Darüberhinaus soll aber hier auch die Beziehung zwischen Delta-Schlaf und K-Komplexen mitberücksichtigt werden.

Rechtschaffen und Kales haben in ihrem Manual (1968) darauf hingewiesen, daß man K-Komplexe in der Phase des beginnenden Delta-Schlafes nicht mehr von diesem unterscheiden kann, insbesondere wenn sie in Serien auftreten. Ein ähnliche Beobachtung hatten bereits Loomis et al. (1938) gemacht und beschrieben.

Die funktionelle Bedeutung der K-Komplexe ist bis heute nicht vollständig geklärt. Davon zeugen auch die vielen Definitionen der K-Komplexe und ihrer Subtypen (1,2,3).
Während Erhard et al. (1981) der Ansicht sind, daß sie einen organismischen Zustand reflektieren, der zu vorübergehenden phasischen Aktivierungen führt, diskutieren Church et al. (1978) ihre autonomen und Scott et al. (1978) ihre psychologischen Korrelate.

Halasz et al. (1979) gehen in ihrem Modell davon aus, daß K-Komplexe eine Reaktion des Schlaf-fördernden Systems auf Weckeinflüße widerspiegeln. Dieselben Autoren konnten in einer weiteren Studie (1985) nahelegen, daß das Auftreten eines K-Komplex-Typs als Antwort auf einen Reiz aus der Leistungsdichtefunktion einer 1,8 sec Epoche vor dem Reiz vorhergesagt werden kann.

Ihrer Auffassung nach (1979,1985) sind aber nicht nur der K-Komplex, sondern auch das Stadium 2 und möglicherweise auch andere Stadien des langsamen Schlafes in ihrer Entstehung an fein graduierte Mikrozustände gebunden, die mit dem EEG unterschieden werden können.

Ein derartiges Modell bietet den interessanten Aspekt, daß Delta-Schlaf und K-Komplexe vom Prinzip her demselben System zuzuordenen wären.
Dazu lassen sich nun folgende Überlegungen anschließen: Das primäre Signal des K-Komplexes ist eine kleine scharfe Welle, die durch ein dämpfendes System - nämlich das Schlaf-fördernde System - abgefangen wird, das morphologisch der langsamen Nachschwankung entspricht.

In Abhängigkeit von der Stärke der Synchronisation gerät dieses System ins S c h w i n g e n , so daß sich mehr oder weniger lange Delta-Serien zeigen. Der Schritt zum Delta-Schlaf ist letztlich nur noch ein gradueller.

Einen sehr eindrucksvollen Hinweis für die Brauchbarkeit dieser Annahmen liefern die Beobachtungen einer Studie von Kubicki et al. (1970), bei der verschiedene EEG-Muster im Verlauf von Schlafmittel-Vergiftungen nach ihren wichtigsten Charakteristiken klassifiziert wurden.
Dabei konnten die Autoren zeigen, daß sich langsame sinusoidale Delta-Serien durch akustische Reize induzieren ließen. Somit stellte in diesem Fall auf einen identischen Reiz (akustisches Signal) eine sinusoidale Delta-Serie und kein isolierter K-Komplex die Reizantwort dar, was sich in Übereinstimmung mit den Vorstellungen von Halasz et al. (1979,1985) als Ausdruck der Reaktionsweise desselben Systems, aber eines unterschiedlichen funktionalen Hirnzustandes bewerten läßt.

Bei aller Vorsicht gegenüber automatischen Analyseverfahren, insbesondere hinsichtlich einer Interpretation von Ergebnissen ohne Berücksichtigung aller Einschränkungen durch die Versuchsanordnung und aller Abstraktionen bei der Datentransformation, soll an dieser Stelle herausgestellt werden, daß die Methode der Spektralanalyse ein effizientes Verfahren darstellt, das für eine funktionsdynamisch orientierte EEG-Forschung wesentliche Hinweise zu liefern in der Lage ist.
Diese Studie, die weiteren Aufschluß über die Organisationsprinzipien des Delta-Schlafes anstrebte, mußte entsprechend den klinischen Beobachtungen vor allem topographischen Gegebenheiten der beiden unterschiedlichen Komponenten des Delta-Bandes, der sinusoidalen und der polymorphen Delta-Wellen, Rechnung tragen. Hinsichtlich einer solchen Aufgabenstellung hat sich die Berechnung von Power- und Kohärenzspektren als überaus hilfreich erwiesen.
Den Ergebnissen dieser beiden spektralanalytischen Verfahren zufolge konnte bereits gezeigt werden, daß sich das verstärkt frontale Auftreten sinusoidaler Delta-Aktivität als das hirnelektrische Erscheinungsbild einer neuralen Organisationsform deuten läßt, die frontal dominiert. Ein weiterer Delta-Wellen produzierender Mechanismus dürfte okzipital anzunehmen sein, und unterscheidet sich vom frontalen durch die weitgehende Erzeugung nur polymorpher Delta-Aktivität. Beide Generatoren scheinen jedoch in den Wirkungsbereich des jeweils anderen hinüberzuspielen, was eine Durchmischung der unterschiedlichen Wellenformen zur Folge hat. Dies erklärt das schwache Auftreten sinusoidaler Delta-Aktivität parietal, und ist vermutlich der Grund dafür, daß sich das Delta-Band in EEG-Ableitungen scheinbar einheitlich darstellt.

Ganz in Übereinstimmung mit diesen Schlußfolgerungen stehen die Ergebnisse einer Studie von Buchsbaum et al. (1982), bei der computergenerierte kortikale Karten nach Leistungsspektren aus Tagesschlafableitungen hergestellt wurden.

Demzufolge ist die Delta-Aktivität im Wachzustand bei geschlossenen Augen und im REM-Schlaf "relativ gleichförmig" (Buchsbaum) und von geringer Amplitude.
Im Stadium 1 steigt die Delta-Leistung im Vertex an, um sich mit zunehmender NREM-Schlaftiefe radiär zum intraparietalen Sulcus posterior und zum superioren frontalen Gyrus anterior hin auszubreiten. Dies zeigt, daß die topographische Verteilung der Delta-Leistung über dem Kortex mit zunehmender Schlafstadientiefe "ungleichförmig" (Buchsbaum) verläuft, und bringt deutlich zum Ausdruck, daß die Delta-Aktivität topograpisch gesehen unterschiedlich ausgeprägt zu sein scheint.

Eine Ausbreitung der Delta-Aktivität von zwei Zentren aus, wie nach den Ergebnissen dieser Arbeit zu erwarten gewesen wäre, ließ sich allerdings auf den kortikalen Karten nur andeutungsweise erkennen. Eine ausreichende Erklärung dafür dürfte sein, daß Buchsbaum et al. (1982) den Frequenzbereich des Delta-Bandes für ihre Untersuchnungen auf 2-4 Hz festlegten, und somit die polymorphe Delta-Aktivität, die sehr wahrscheinlich des Erscheinungsbild eines parietal-okzipital lokalisierten Schrittmachers darstellt, von vornherein ausschlossen.

Andere Daten, die in diese Überlegungen mit einfließen sollten, sind Ableitungswerte von Findji et al. (1981), die sich mit Amplituden-Verteilungen während des Delta-Schlafes beschäftigten. Für die linke Hemisphäre bei biaurikulärer Referenz wurden Amplitudenwerte in der abnehmenden Folge F3, P3, C3, O1, bei Durchschnitts-Referenz die Reihung O1, F3, P3, C3 beobachtet.
Obwohl diese Mittelreferenzverteilung nicht übereinstimmt mit den Ergebnissen von Buchsbaum et al. (1982), ist die von diesen festgestellte Verteilung mit einem frontalen und einem vertikalen Gipfel auch bei der Findji-Reihenfolge denkbar, denn die 8 Ableitungsw. te von Findji et al. (1981) machen mehrere Feldverteilungen möglich.

Ein wichtiger Unterschied zwischen den beiden Studien besteht außerdem in der abweichenden Festsetzung des Delta-Frequenzbandes, das Findji et al. (1981) auf 0,5-4,5 Hz festlegten, womit sie die 1/sec Aktivität einschlossen, was die von ihnen gefundenen hohen Amplitudenwerte bei O1 möglicherweise erklären könnte. Wie die Autoren völlig zurecht hinzufügten, müßen Delta-Amplitudenverteilungen nicht unbedingt einem topographischem Verteilungsmuster von Delta-Aktivitäten entsprechen. Das gilt vor allem, wenn man wie in dieser Studie voraussetzt, daß die "spezifischen Schrittmacher" in erster Linie frequenzgebunden Wellen produzieren.

Weiteren Aufschluß über die Organisation des Delta-Schlafes darf man in der Zukunft möglicherweise von Hirnstamm-Ableitungen erwarten. Wie einige Arbeiten zu diesem Thema bereits gezeigt haben (Nashold jr. et al.,1972; Vlajkovitsch,1970; Wieser und Siegfried, 1979; Wieser et al.,1980), lassen sich die Beziehungen zwischen der Aktivität mesenzephaler Strukturen und dem Oberflächen-EEG auf diese Weise zuverlässig untersuchen.

Es versteht sich von selbst, daß aus begreiflichen Gründen die Gelegenheiten aus dem mesenzephalen Hirnstamm oder dem Thalamus des Menschen abzuleiten relativ selten sind.

Wieser und Siegfried (1979) führten Hirnstamm-Ableitungen im Wachzustand (in 2 Fällen) und im Ganznachtschlaf (in 3 Fällen) bei 5 Patienten durch, denen zur Behandlung chronischer Schmerzen ein Hirnstimulations-System zur intermittierenden Selbstreizung in das periaquäduktale Grau (PGM), und in einem Fall gleichzeitig in den ventro-kaudalen kleinzelligen Schmerzkern des Thalamus eingepflanzt wurde. Die Ergebnisse bestätigten zum einen die Befunde von Andersson und Manson (1971c), respektive Andersson et al. (1971a,b) wonach die thalamische Spindelaktivität dem Thalamus inhärent zu sein scheint, wie bereits diskutiert wurde (s.o.). Zum anderen zeigten die Schlafableitungen, daß die Aktivität der explorierten mesenzephalen Struktur charakteristische Schlaftiefen-korrelierte Veränderungen aufweist.

So traten physiologische Schlafmuster, wie Vertex-Zacken und K-Komplexe, in der periaquäduktalen Grausubstanz ziemlich regelmäßig mit geringer Präzession vor dem entsprechenden Graphoelement im Skalp-EEG auf. Delta-Aktivitäten konnten allerdings nicht mituntersucht werden, da das Schlaftiefenprofil der Patienten, die im übrigen seit Implantation der mesenzephalen Eklektrode spontan über "quälende Schlaflosigkeit" geklagt hatten, Tiefschlafphasen vermissen ließ.

Trotzdem erscheint es denkbar, daß Tiefenableitungen - möglicherweise auch in Verbindung mit elektrischen Stimulationseffekten - geeignet sind, die aktiven Mechanismen der Erzeugung des Delta-Schlafes noch eingehender zu untersuchen. Es wäre wünschenswert, daß im Rahmen eines solchen Vorhabens die beiden Komponenten des Delta-Bandes, die sinusoidalen und die polymorphen Delta-Wellen, von vornherein konzeptionell auseinandergehalten werden, da sie aller Wahrscheinlichkeit nach jeweils von besonderen Organisationsformen erzeugt werden, die unterschiedlich lokalisiert sind.

E. ZUSAMMENFASSUNG

Es ist eine Erfahrung der Klinik, daß die bestehenden EEG-Frequenzbänder nicht als geschlossene Funktionsbereiche aufgefaßt werden dürfen. Dies gilt auch für das Delta-Band (0-3,5 Hz), einer EEG-Komponente, die physiologisch hauptsächlich in den Schlafstadien 3 und 4 - dem sogenannten synchronen Tiefschlaf - nachweisbar ist, und bei der man langsame polymorphe Delta-Wellen (1/sec) von schnelleren sinusoidalen (2 oder 3/sec) zu trennen gewohnt ist.

Von 15 Probanden wurde je eine Ganznacht-Schlafableitung aufgezeichnet, um den Frequenzbereich des Delta-Bandes mit Hilfe spektralanalytischder Verfahren zu untersuchen. So erfolgte anhand visuell ausgewählter Teilstücke der EEG-Ableitung die computerunterstützte Berechnung von Power- und Kohärenzspektren.

Das Powerspektrum gibt Auskunft über die durchschnittliche Intensität der EEG-Kurve als Funktion der Frequenz. Kohärenzspektren liefern ein Maß für die Korrelation zwischen zwei simultanen EEG-Ableitungen, ebenfalls als Funktion der Frequenz.

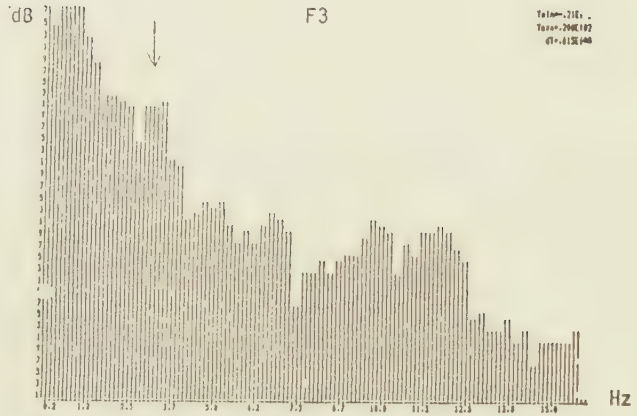
Die Ergebnisse zeigten, daß sich sinusoidale und polymorphe Delta-Wellen topographisch nicht einheitlich verteilen.

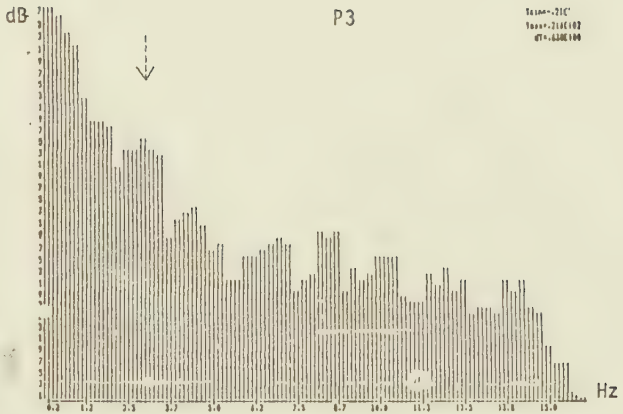
Mit großer Deutlichkeit waren sinusoidale Delta-Wellen frontal stärker als parietal vertreten. Dagegen überwogen die polymorphen Delta-Wellen in den parietalen Ableitungen, was verglichen mit den frontalen allerdings nicht so eindrucksvoll zum Ausdruck kam. Hierzu korrespondierte eine hohe interhemisphärale Kohärenz, sowohl frontal als auch parietal, während die intrahemisphärale Kohärenz frontal-parietal gering war.

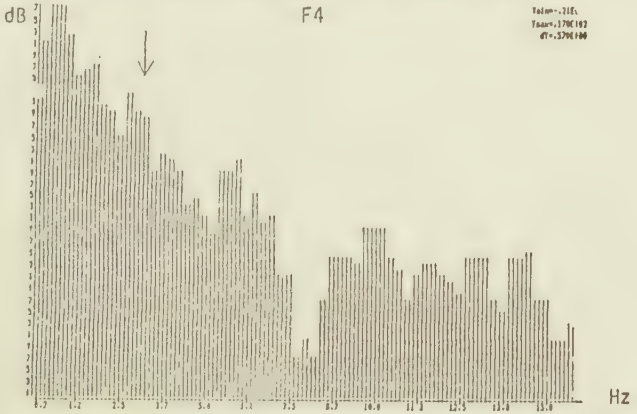
Die Befunde wurden anhand der einschlägigen Literatur diskutiert, wobei besonders der Gesichtspunkt der Erzeugung hirnelektrischer Aktivitäten durch spezifische Schrittmacher, sowie Überlegungen hinsichtlich der bilateralen Koordination spontaner rhythmischer EEG-Muster, i.e. die Synchronisation der beiden Hemisphären, breiten Raum fanden.

Es konnte in diesem Rahmen wahrscheinlich gemacht werden, daß die beiden Komponenten des Delta-Bandes, die sinusoidalen und die polymorphen Delta-Wellen, jeweils durch einen eigenen Schrittmacher organisiert sind, von denen der eine frontal lokalisiert ist und sinusoidale Delta-Aktivität erzeugt, während der andere parietal-okzipital anzunehmen ist und polymorphe Delta-Aktivität produziert.

A N H A N G







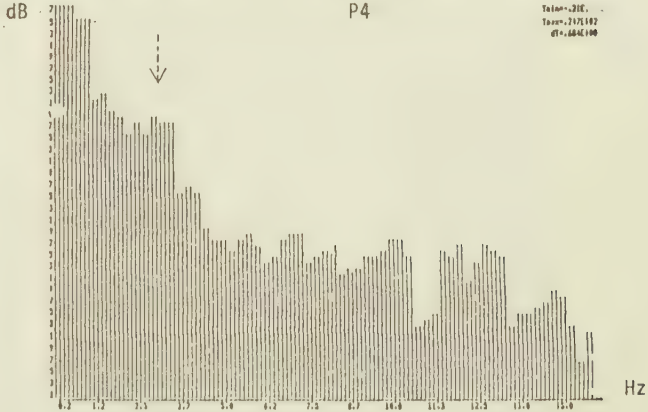
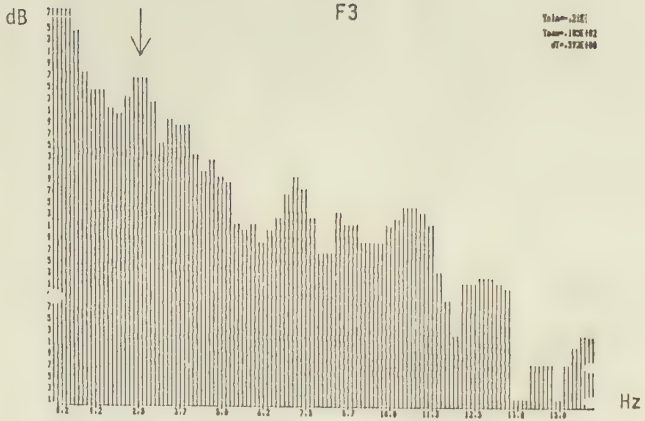
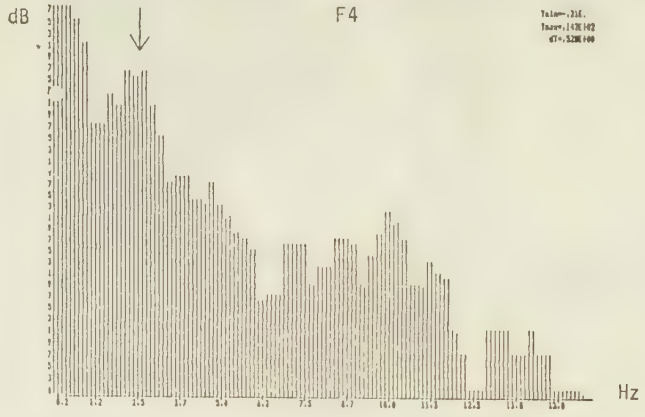
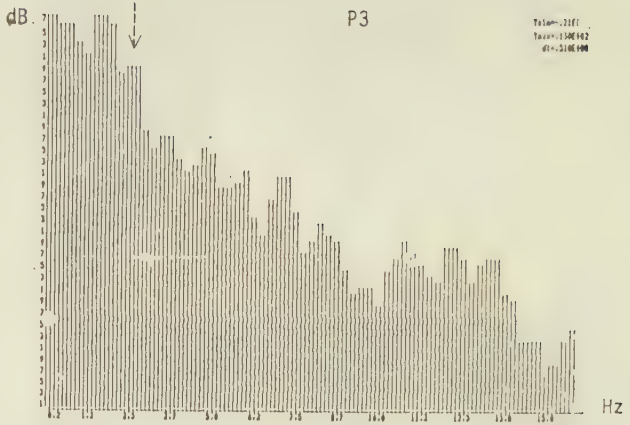


Abb. 3b

Abb. 3b-d. Powerspektren von drei Probanden, gemittelt über 2 mal 4 Sekunden (spektrale Auflösung = 0,25 Hz, logarithmische Ordinatendarstellung). Auf der Ordinate ist die spektrale Leistungsdichte in dB aufgetragen. Die obere spektrale Grenzfrequenz wurde auf 16 Hz festgelegt (Sample-Frequenz = 64 Hz pro Kanal). Die frontalen Ableitungen zeigen markante Spektralanteile (Peaks) im Bereich des sinosoidalen Delta, die parietal nicht auftreten. Parietal überwiegt die Power des polymorphen Delta, verglichen mit frontal (s. | | für 3b bei 2,9 Hz, für 3c bei 2,5 Hz, für 3d bei 1,0 Hz).







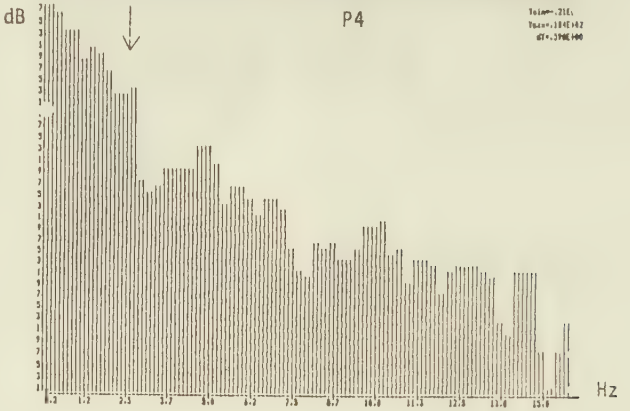
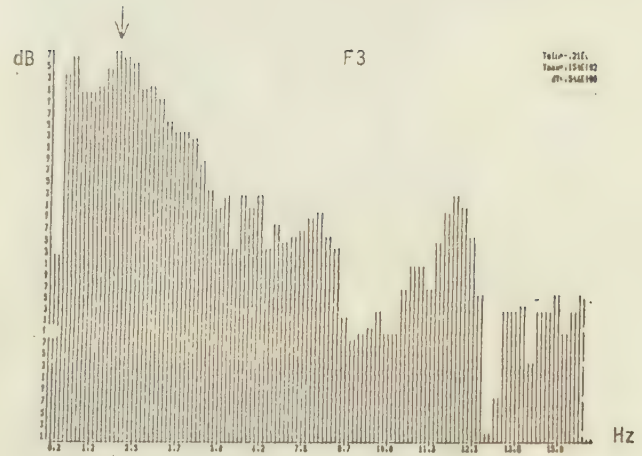
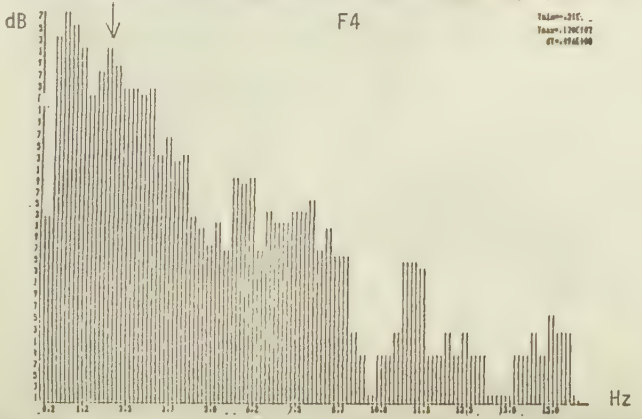
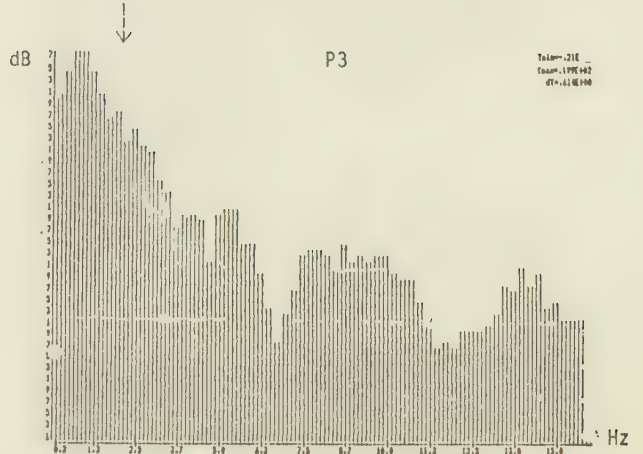
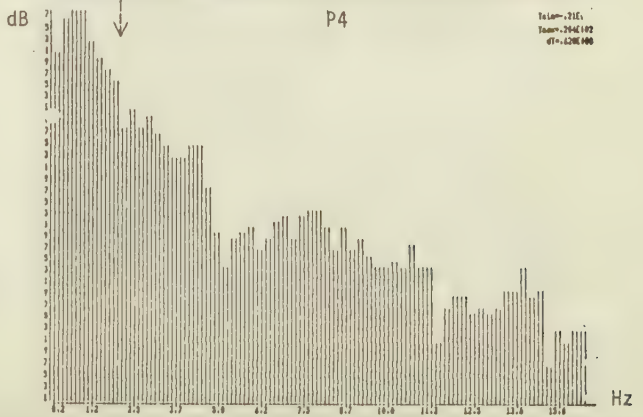


Abb. 3c


dB
F3
Hz


dB
F4
Hz


dB
P3
Hz


dB
P4
Hz

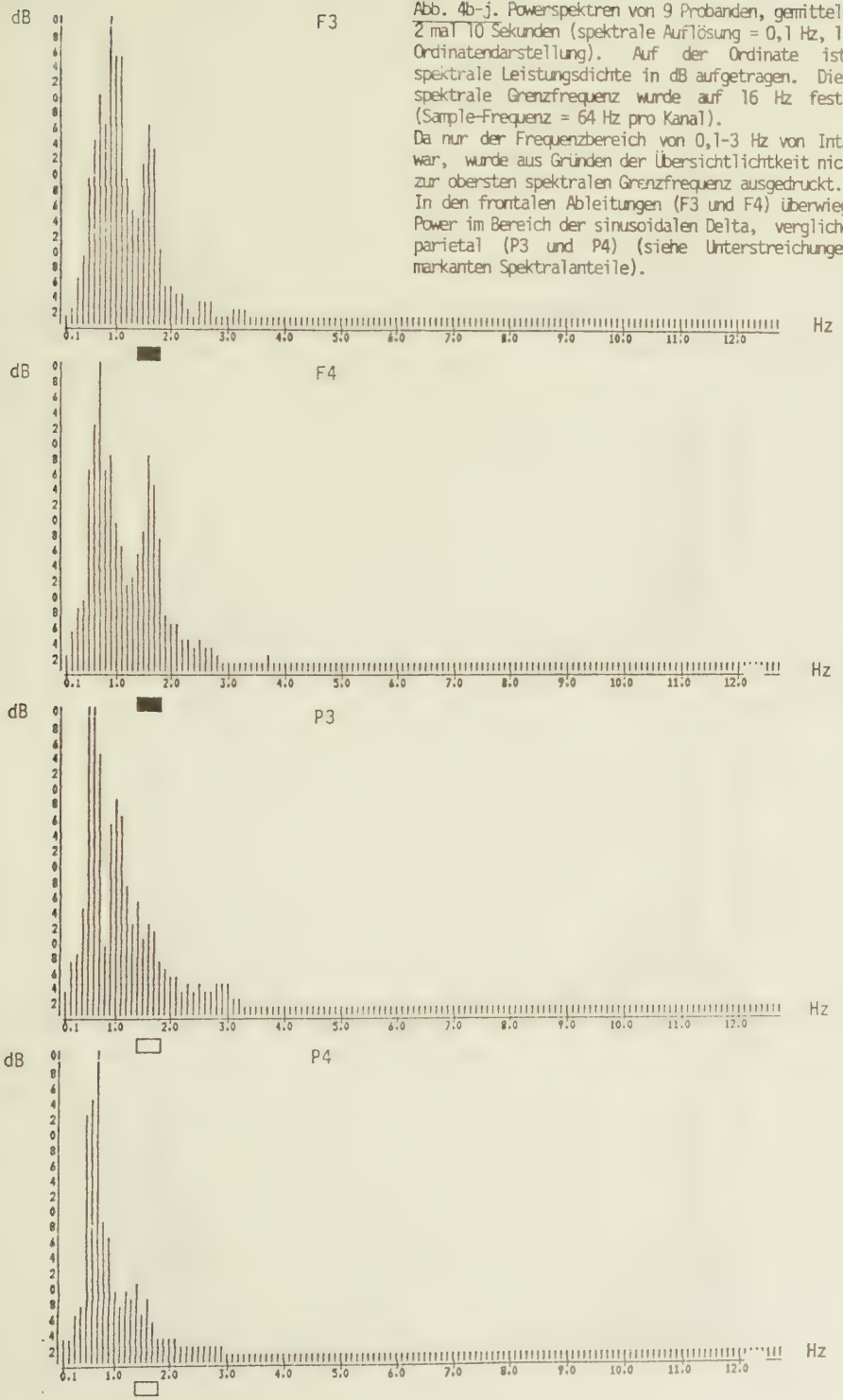


Abb. 4b-j. Powerspektren von 9 Probanden, gemittelt über 2 mal 10 Sekunden (spektrale Auflösung = 0,1 Hz, lineare Ordinatendarstellung). Auf der Ordinate ist die spektrale Leistungsdichte in dB aufgetragen. Die obere spektrale Grenzfrequenz wurde auf 16 Hz festgelegt (Sample-Frequenz = 64 Hz pro Kanal).
Da nur der Frequenzbereich von 0,1-3 Hz von Interesse war, wurde aus Gründen der Übersichtlichtkeit nicht bis zur obersten spektralen Grenzfrequenz ausgedruckt.
In den frontalen Ableitungen (F3 und F4) überwiegt die Power im Bereich der sinusoidalen Delta, verglichen mit parietal (P3 und P4) (siehe Unterstreichungen der markanten Spektralanteile).

Abb. 4b

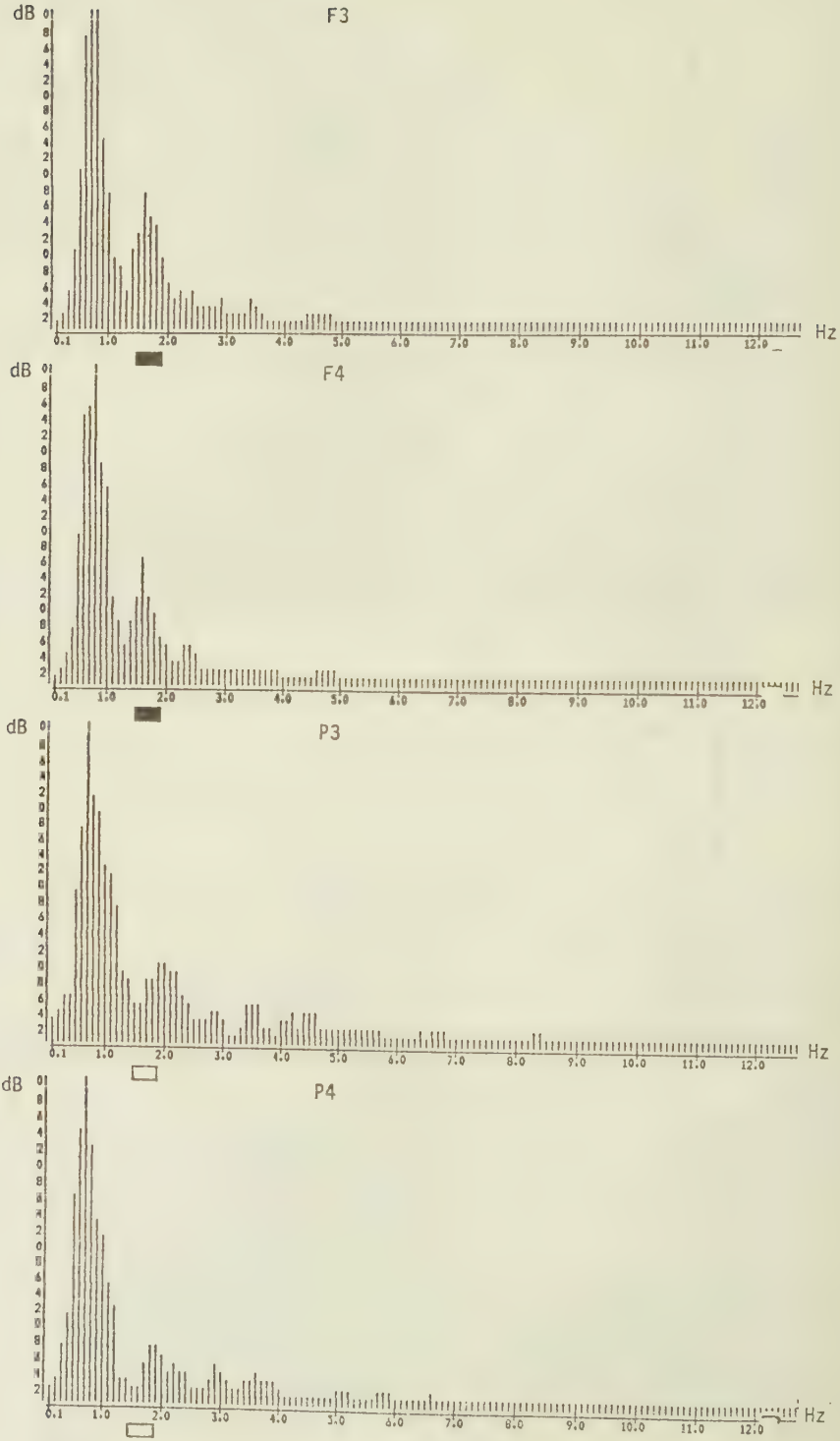


Abb. 4c

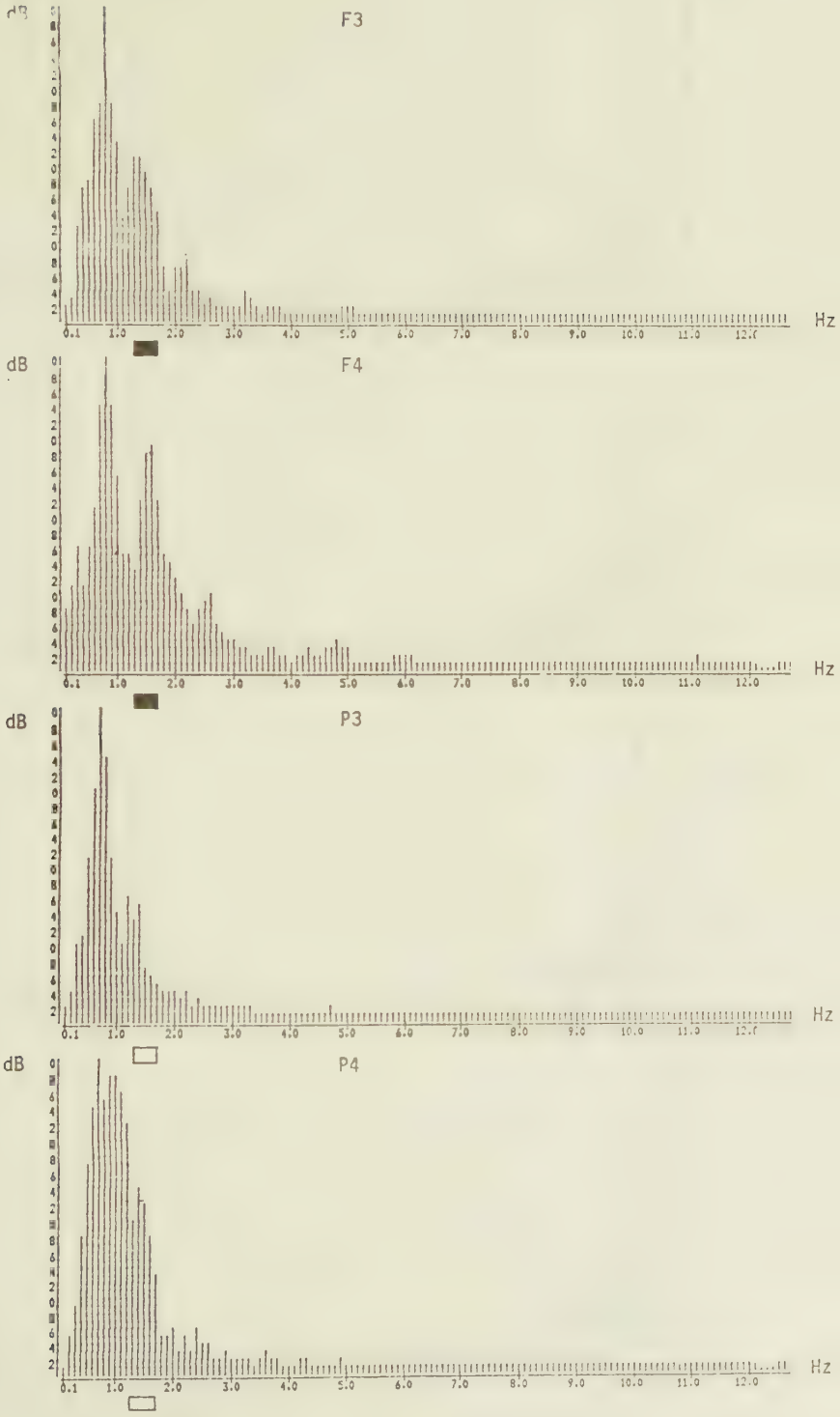


Abb. 4d

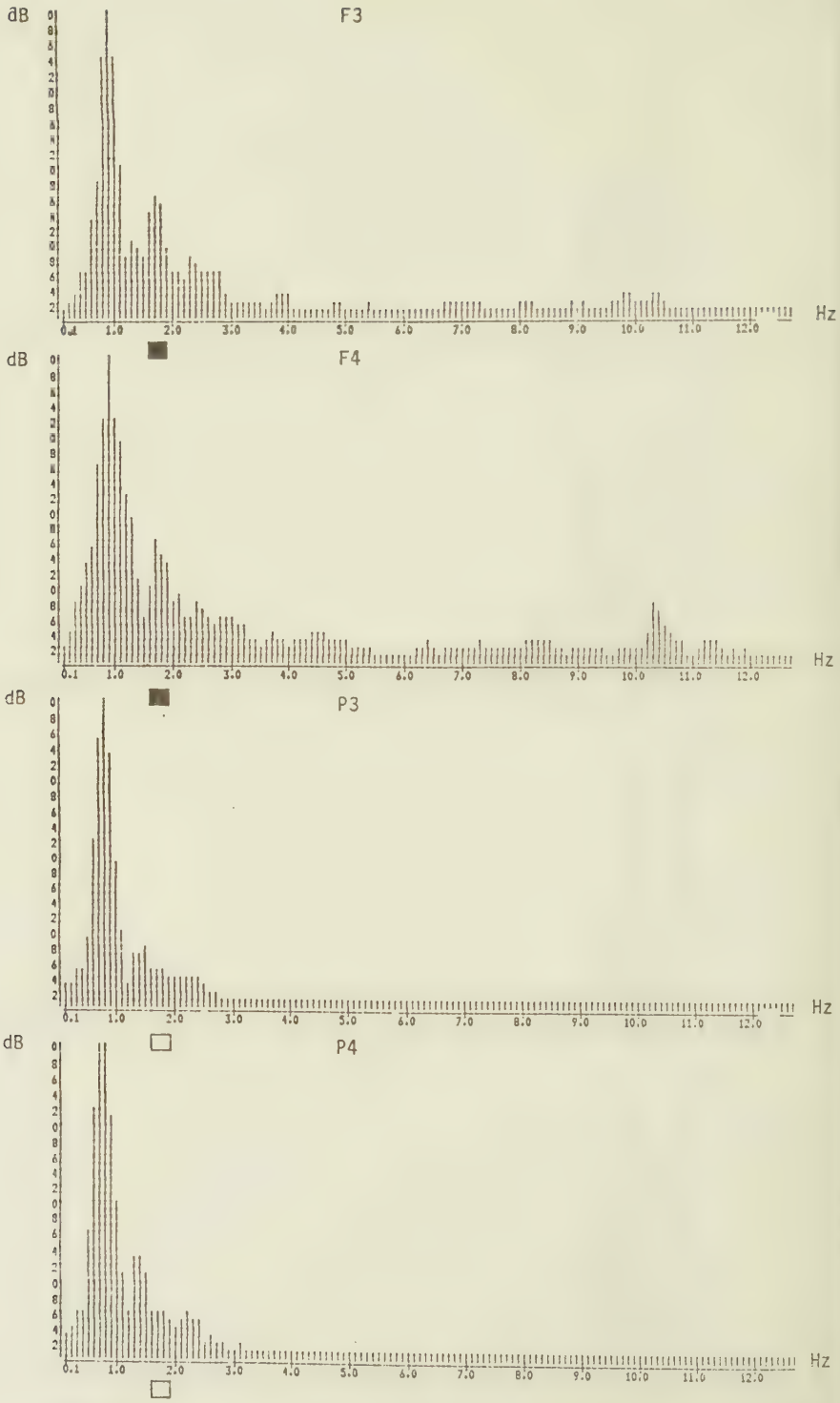


Abb. 4e

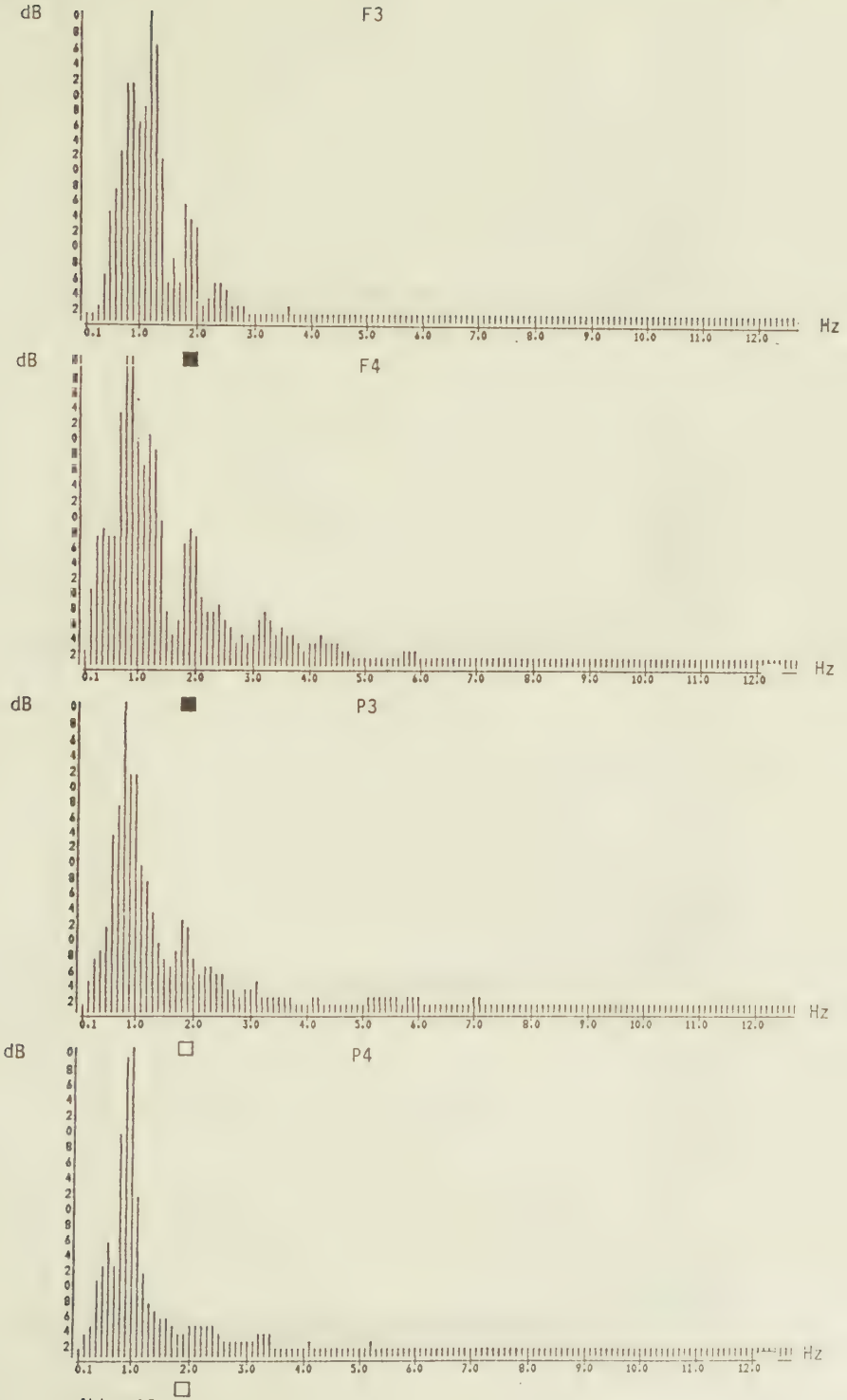


Abb. 4f

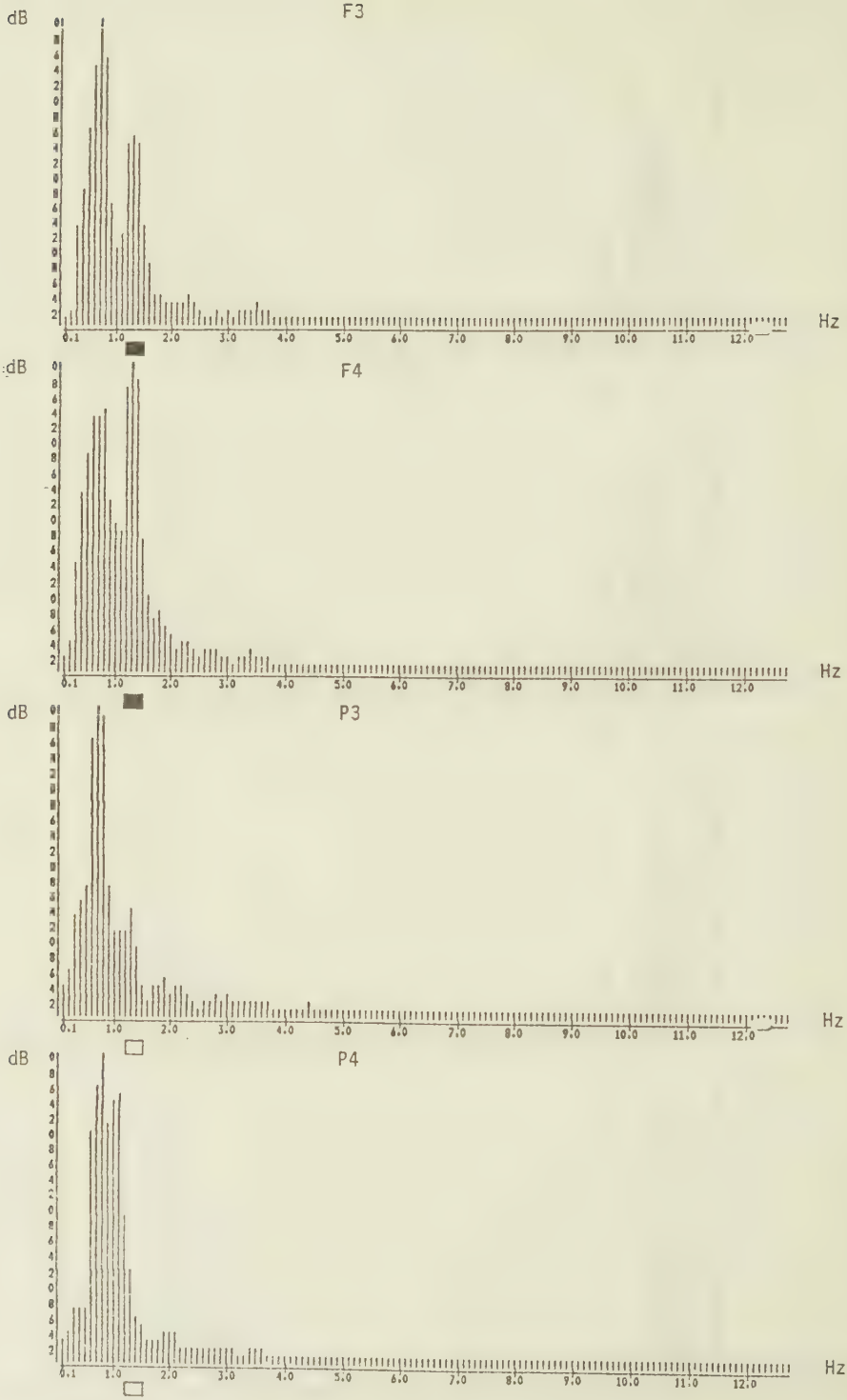

dB
F3
Hz
dB
F4
Hz
dB
P3
Hz
dB
P4
Hz
0.1
1.0
2.0
3.0
4.0
5.0
6.0
7.0
8.0
9.0
10.0
11.0
12.0

Abb. 4g

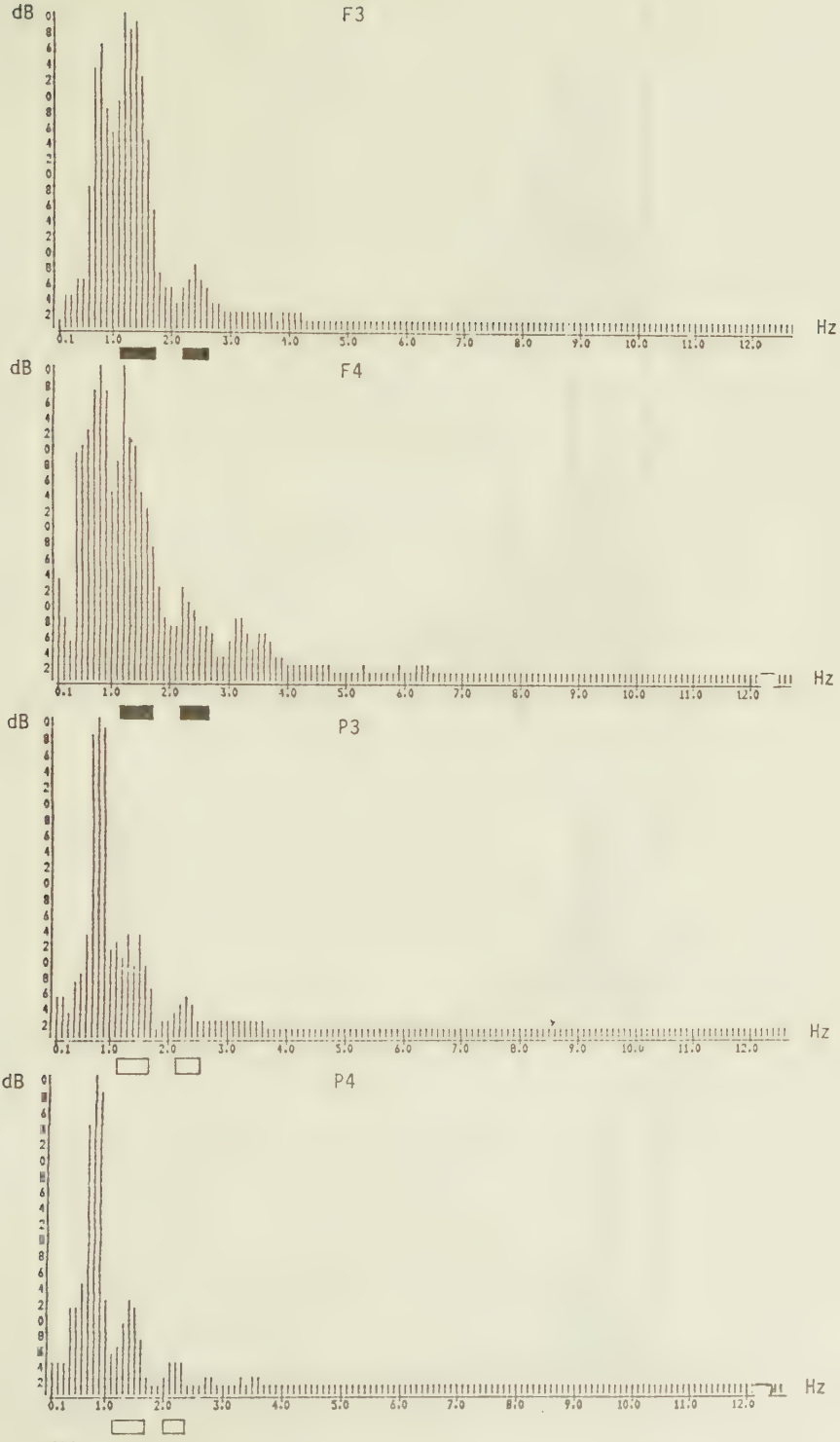


Abb. 4h

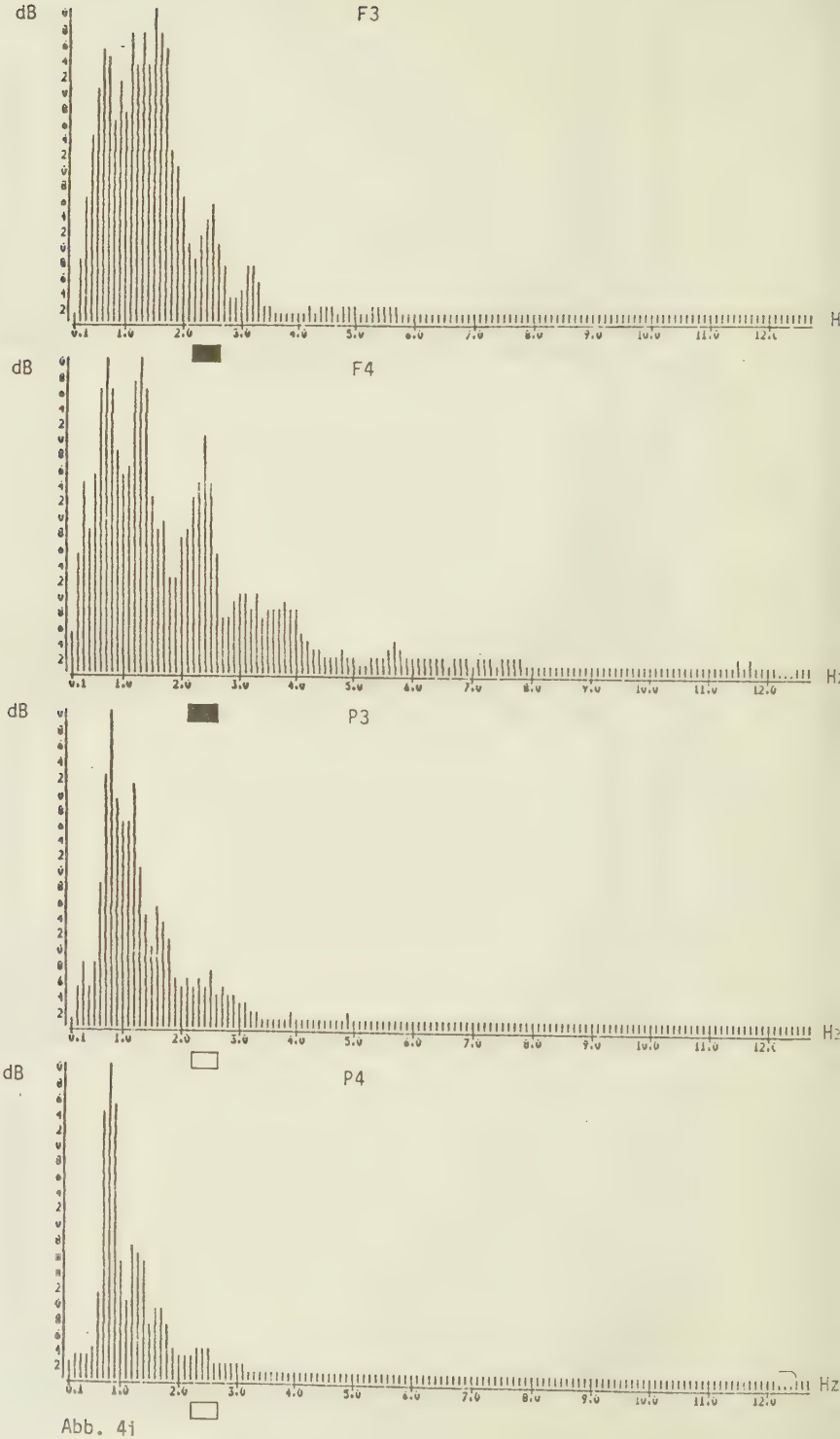


Abb. 4i

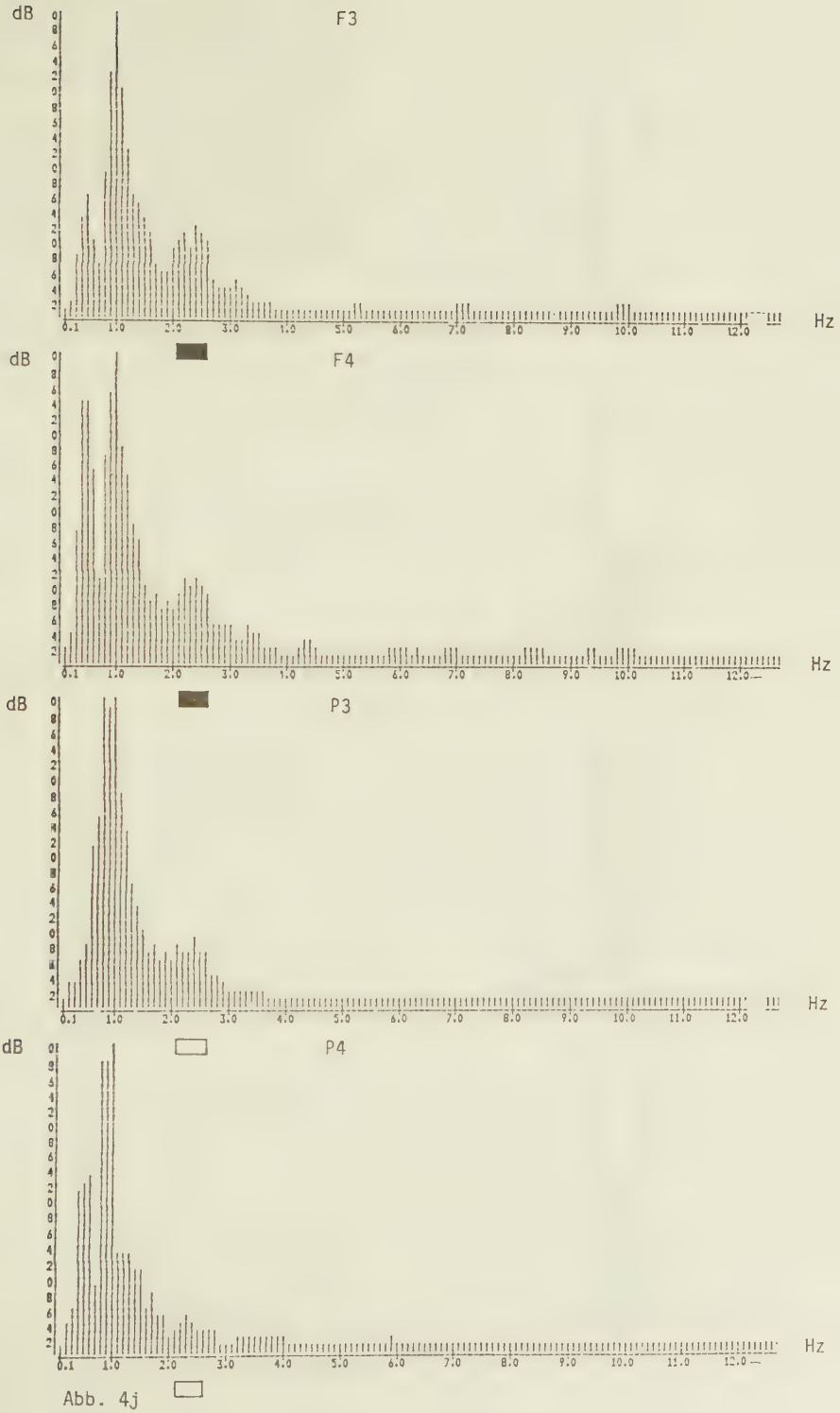


Abb. 4j

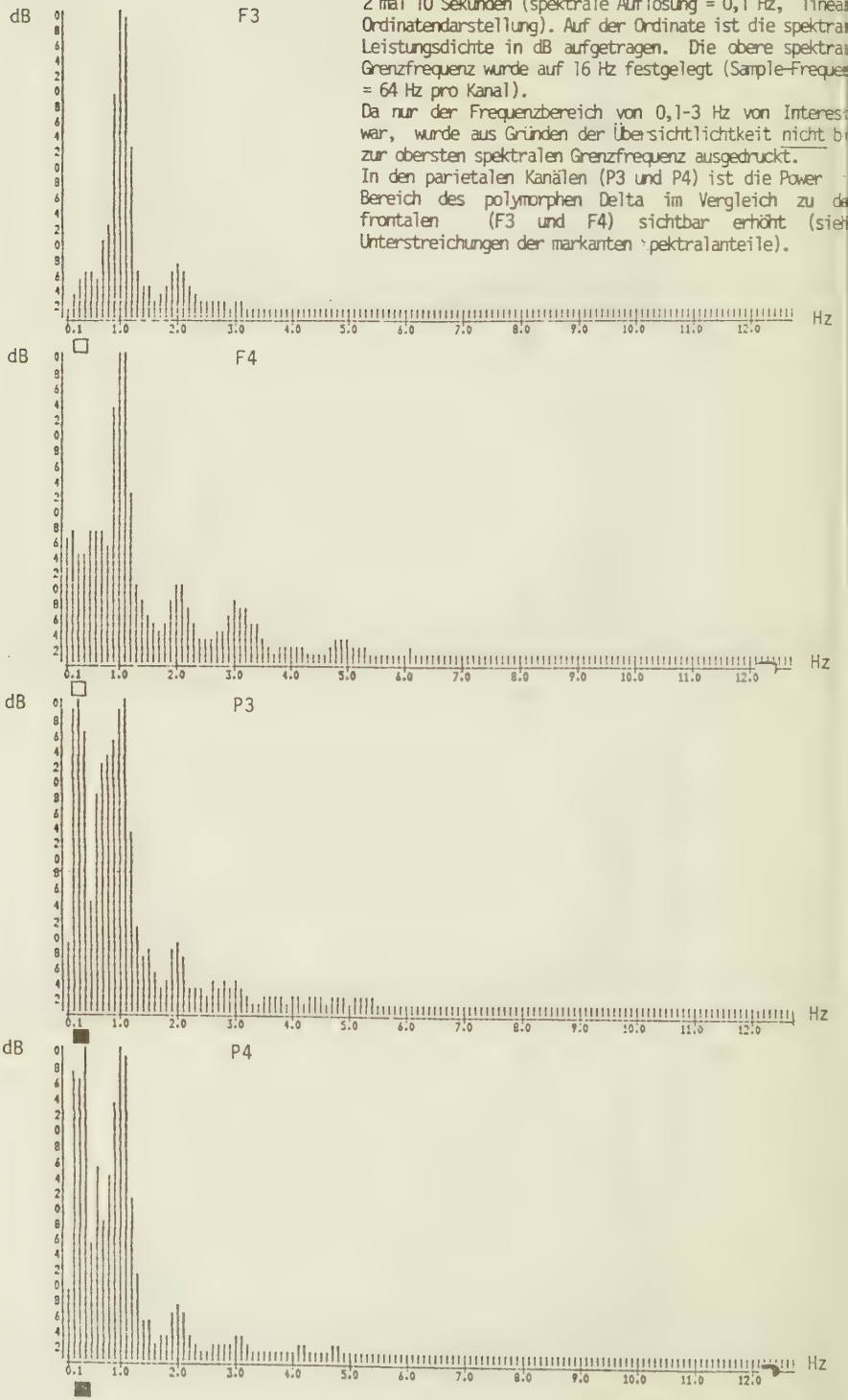


Abb. 5b, c. Powerspektren von 2 Probanden, gemittelt üb
2 mal 10 Sekunden (spektrale Auflösung = 0,1 Hz, linea
Ordinatendarstellung). Auf der Ordinate ist die spektra
Leistungsdichte in dB aufgetragen. Die obere spektra
Grenzfrequenz wurde auf 16 Hz festgelegt (Sample-Freque
= 64 Hz pro Kanal).
Da nur der Frequenzbereich von 0,1-3 Hz von Interes
war, wurde aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht b
zur obersten spektralen Grenzfrequenz ausgedruckt.
In den parietalen Kanälen (P3 und P4) ist die Power
Bereich des polymorphen Delta im Vergleich zu d
frontalen (F3 und F4) sichtbar erhöht (sie
Unterstreichungen der markanten Spektralanteile).

Abb. 5b

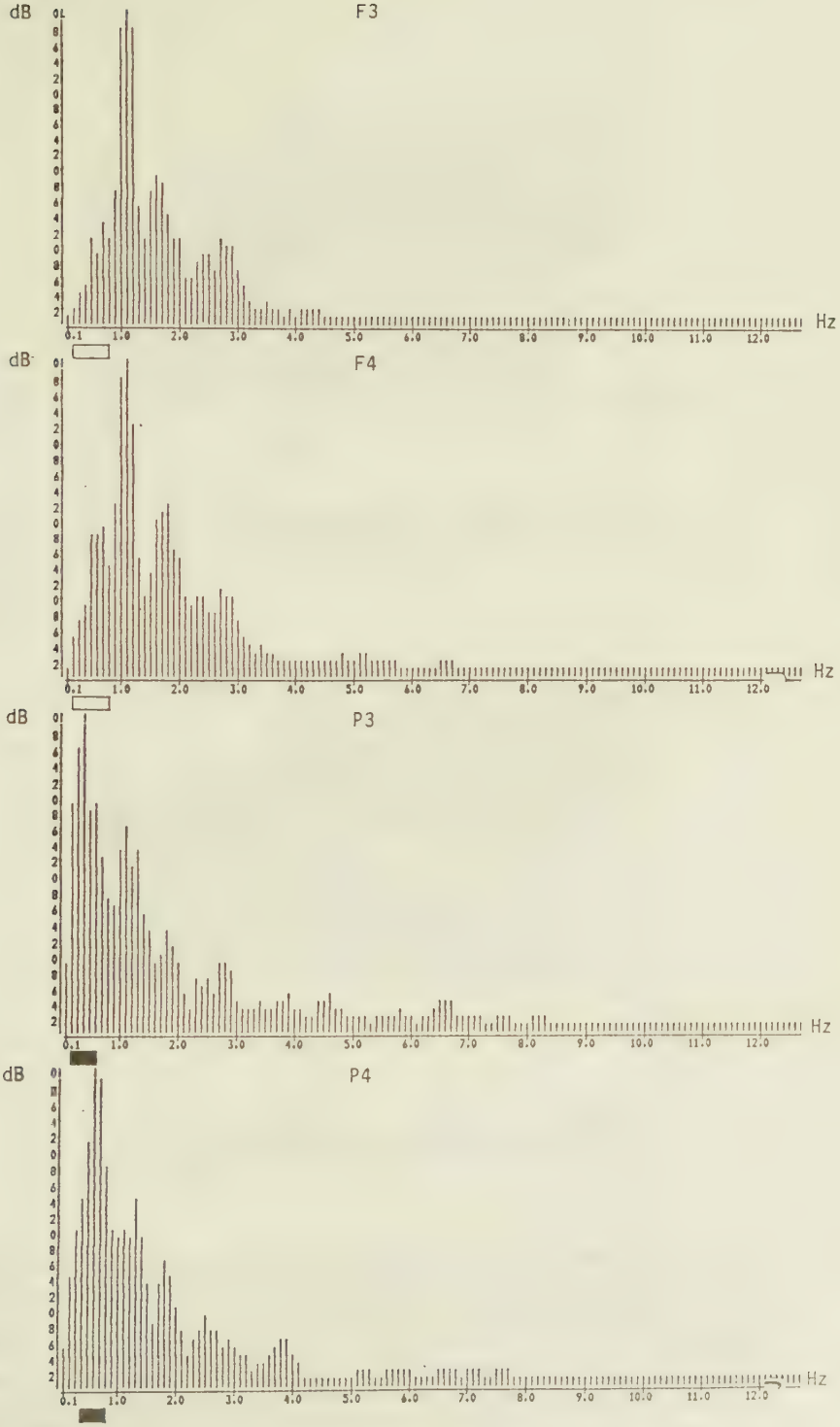

dB
F3
Hz
dB
F4
Hz
dB
P3
Hz
dB
P4
Hz
0.1 1.0 2.0 3.0 4.0 5.0 6.0 7.0 8.0 9.0 10.0 11.0 12.0

Abb. 5c

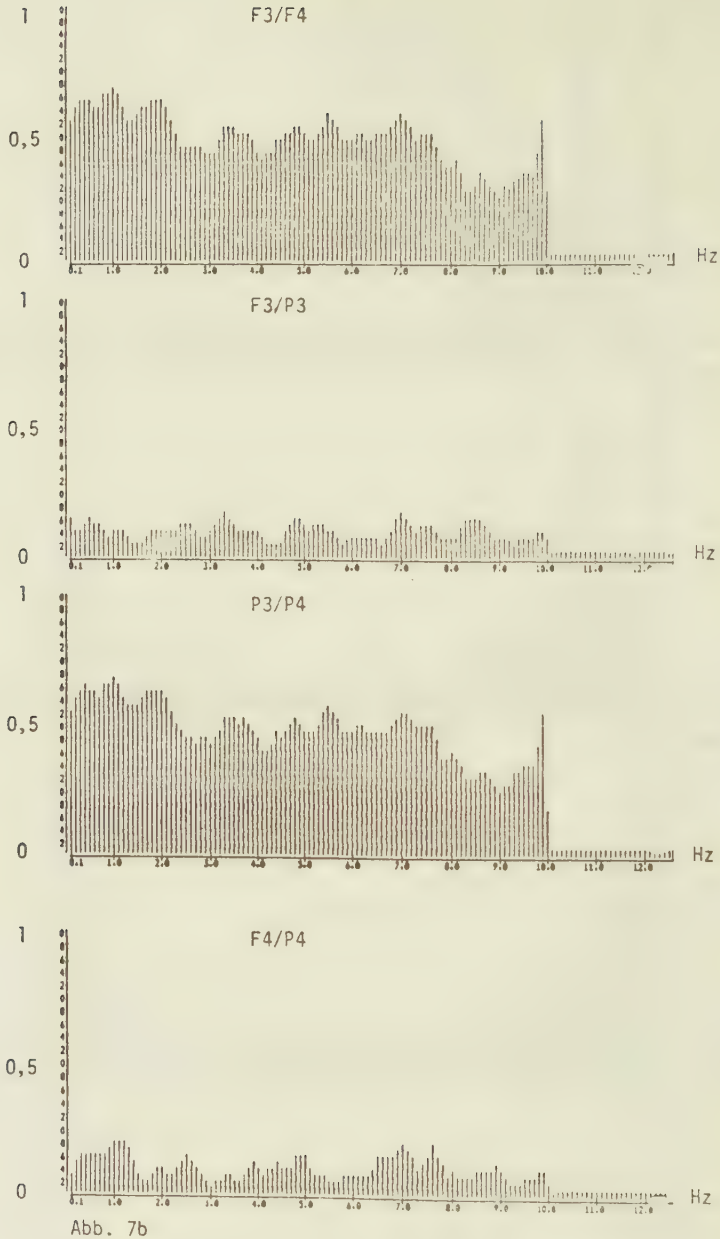


Abb. 7b

Abb. 7b-1. Kohärenzspektren von 11 Probanden, gemittelt über 30 mal 10 Sekunden. Auf der Ordinate ist die Kohärenz aufgetragen (0-1; 0 = inkohärent, 1 = absolut kohärent). Die obere spektrale Grenzfrequenz wurde auf 16 Hz festgelegt (Sample-Frequenz = 64 Hz pro Kanal).
Da nur der Frequenzbereich von 0,1-3 Hz von Interesse war, wurde aus Gründen der Übersichtlichtkeit nicht bis zur obersten spektralen Grenzfrequenz ausgedruckt.
Zwischen bilateralen homologen Gebieten (Kanalpaare F3/F4 und P3/P4) besteht bei diesen Probanden im Frequenzbereich des gesamten Delta-Bandes eine hohe Kohärenz mit Werten von 0,6-0,75. Zwischen homolateralen frontalen und parietalen Gebieten (Kanalpaare F3/P3 und F4/P4) besteht eine nur gering ausgeprägte Kohärenz mit Werten unter 0,2.

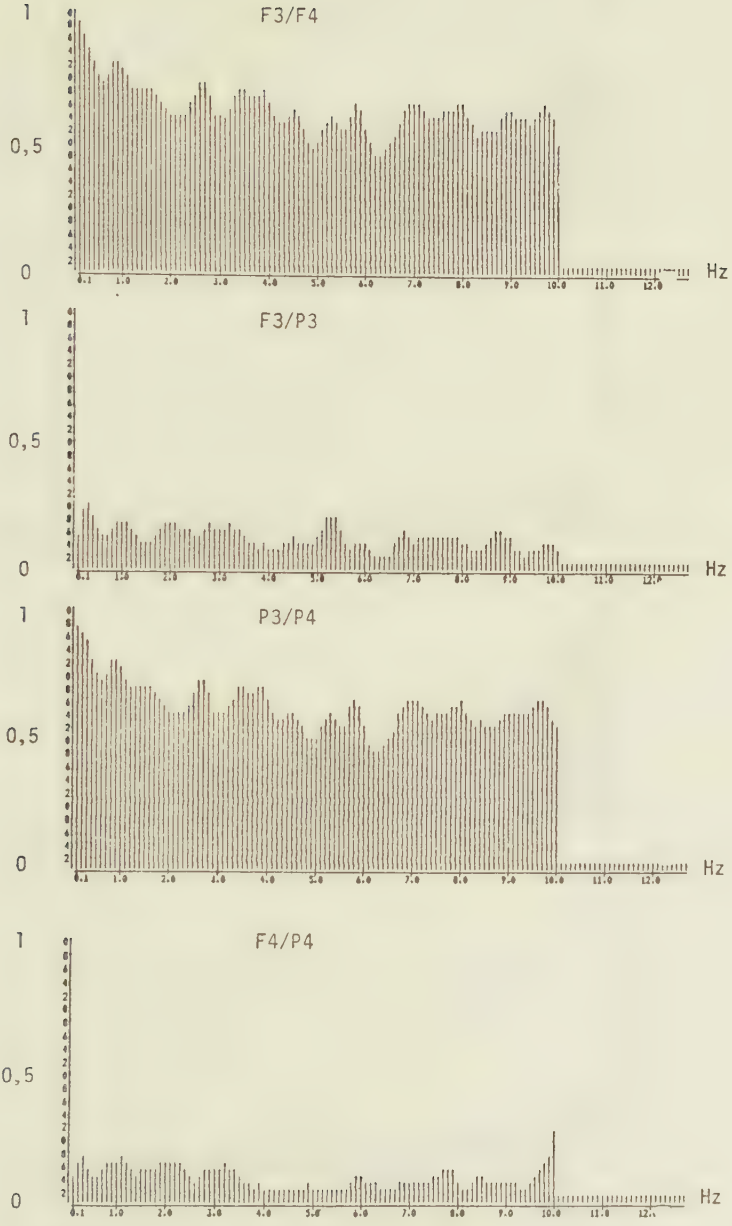


Abb. 7c

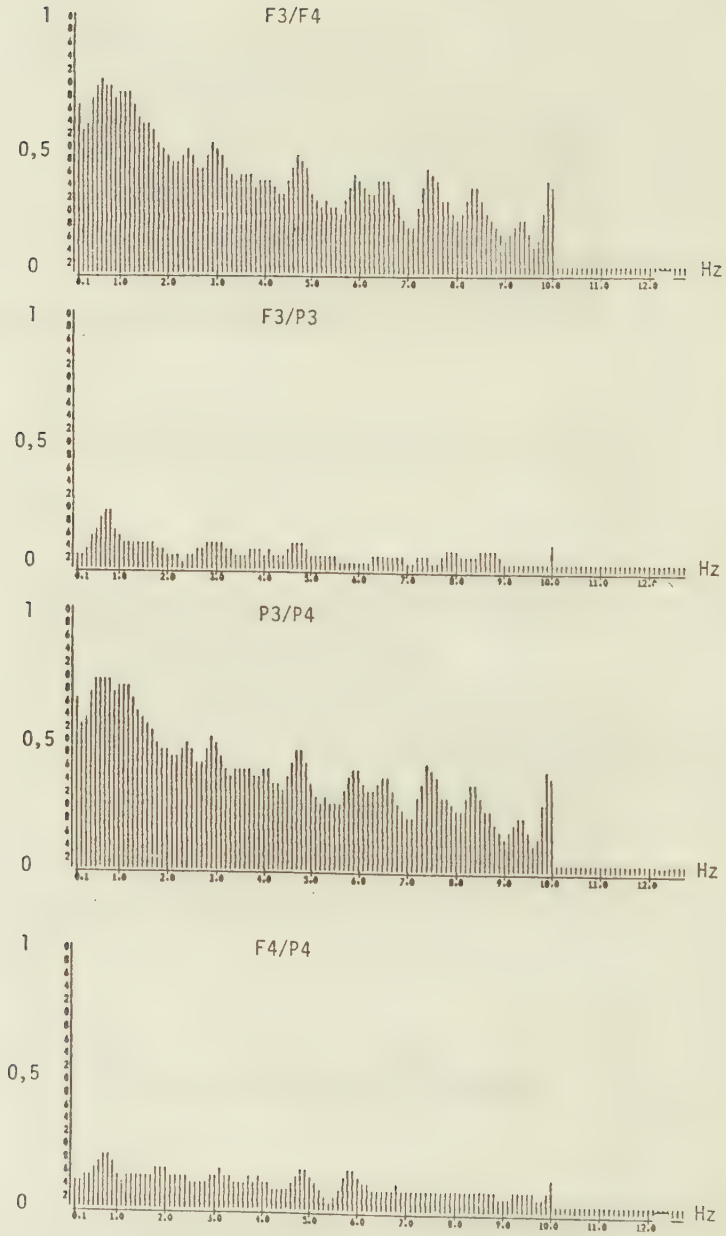


Abb. 7d

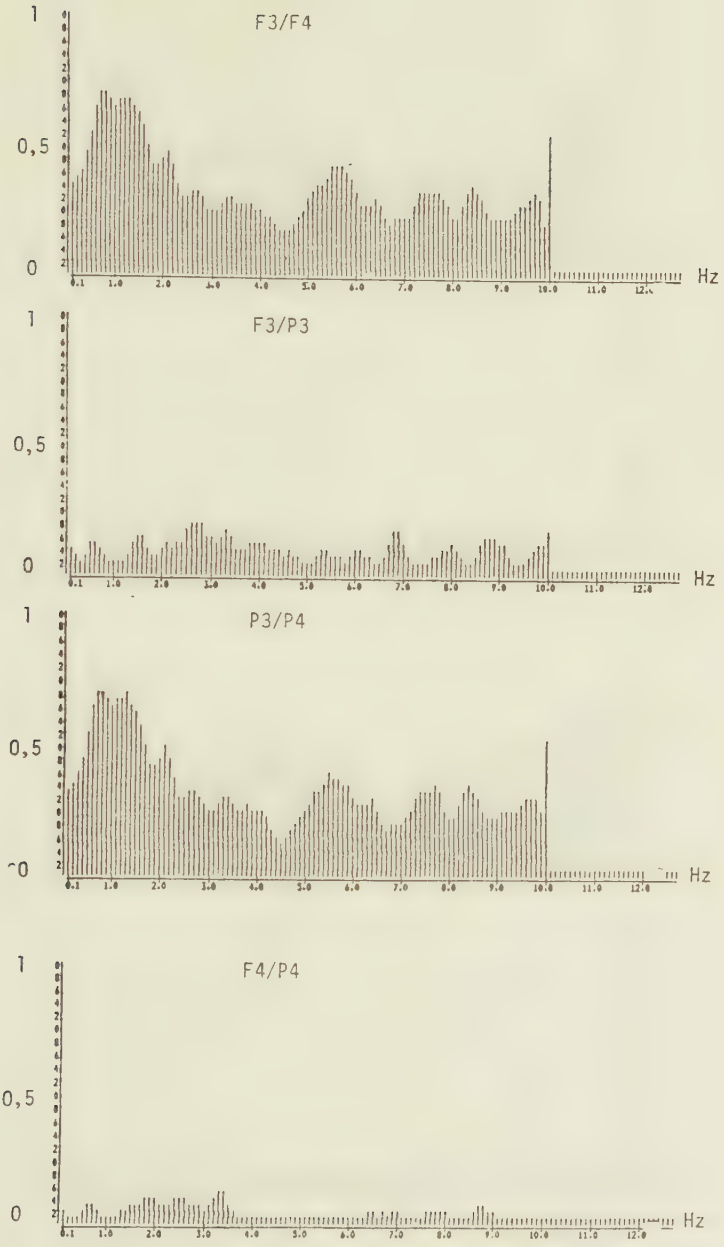


Abb. 7e

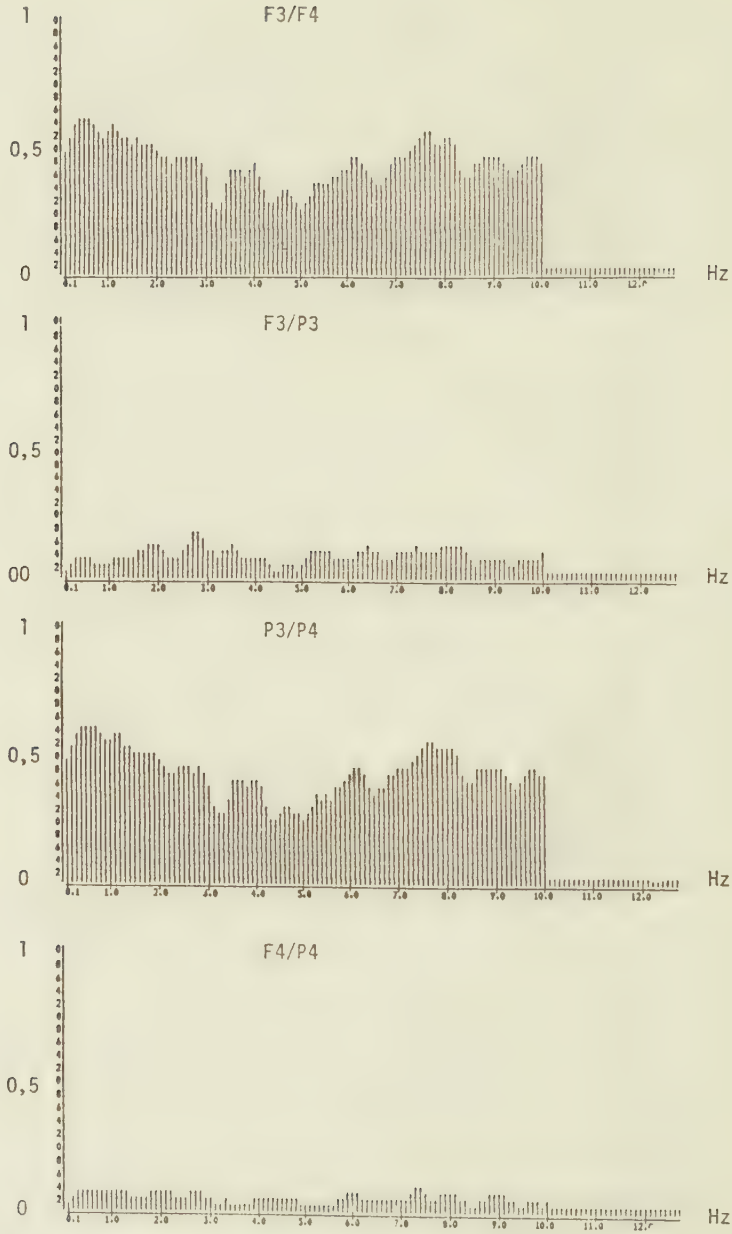


Abb. 7f

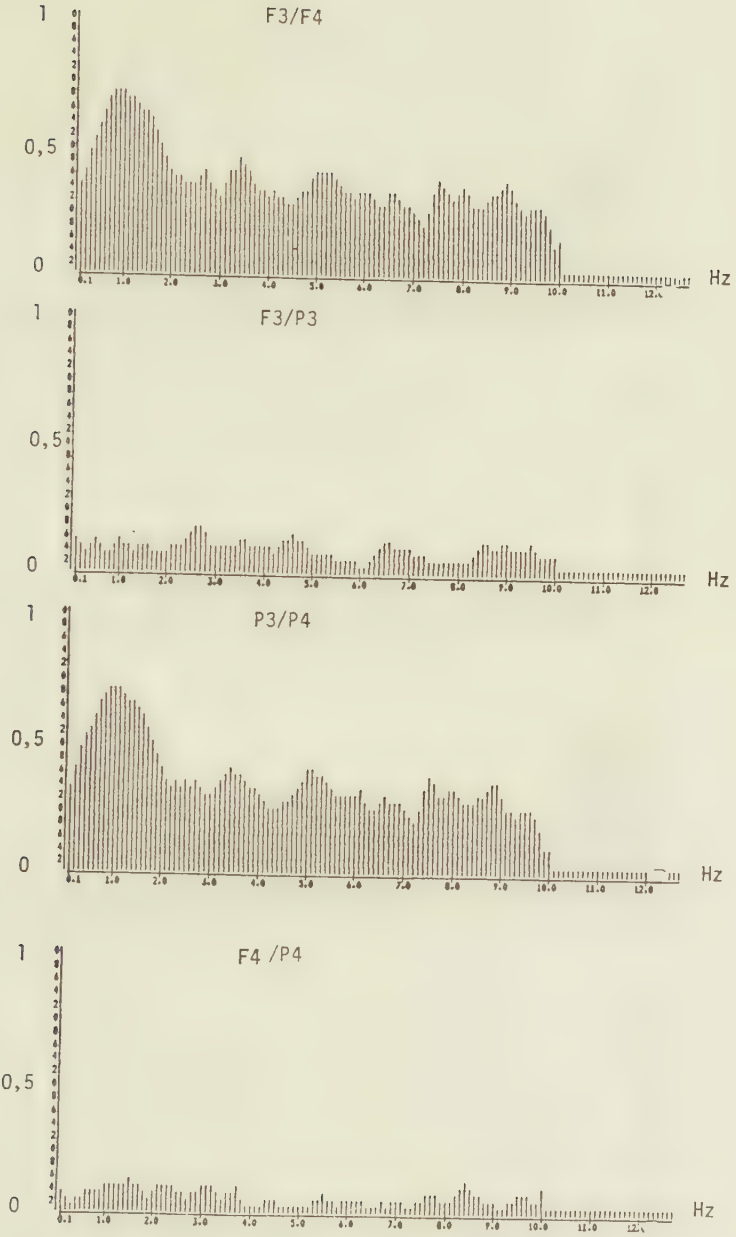


Abb. 7g

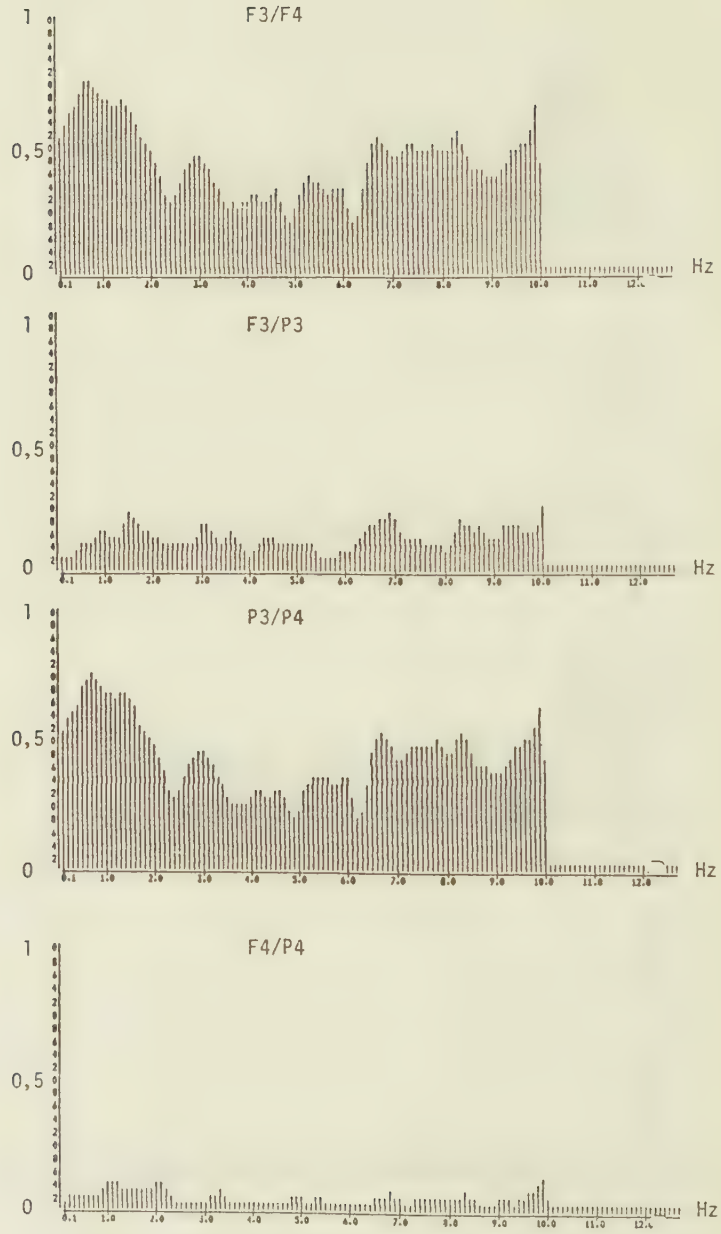


Abb. 7h

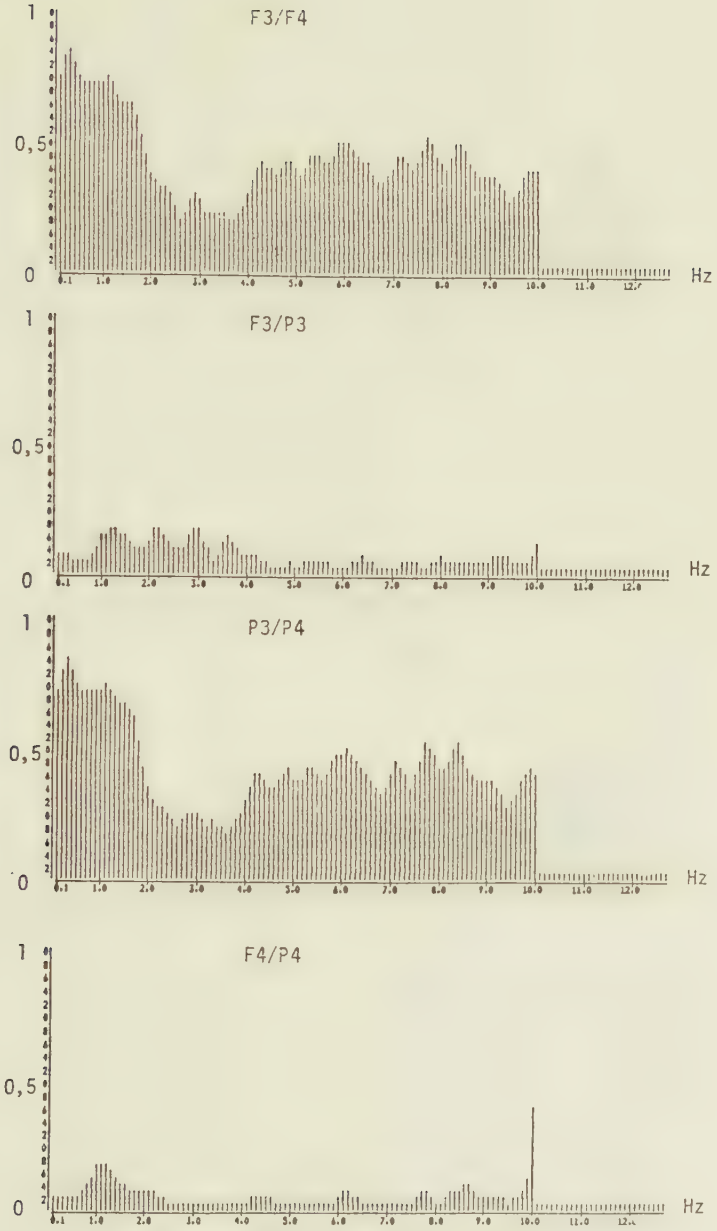


Abb. 7i

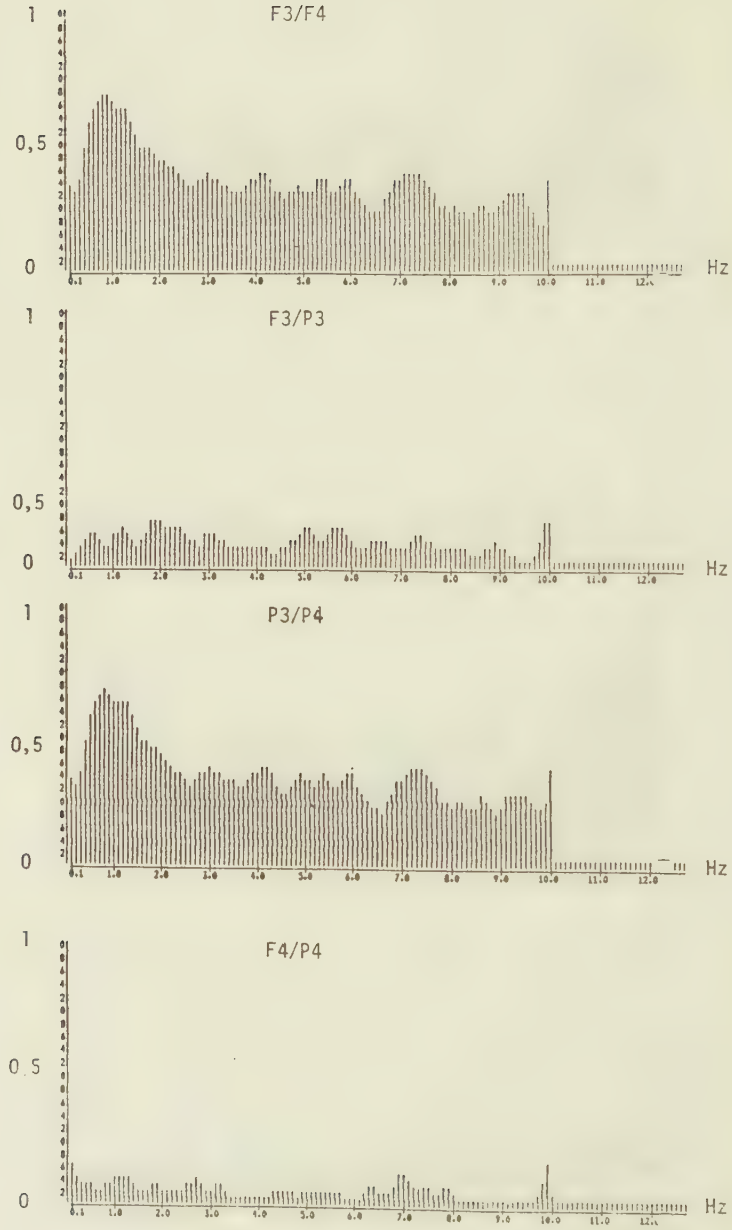


Abb. 7j

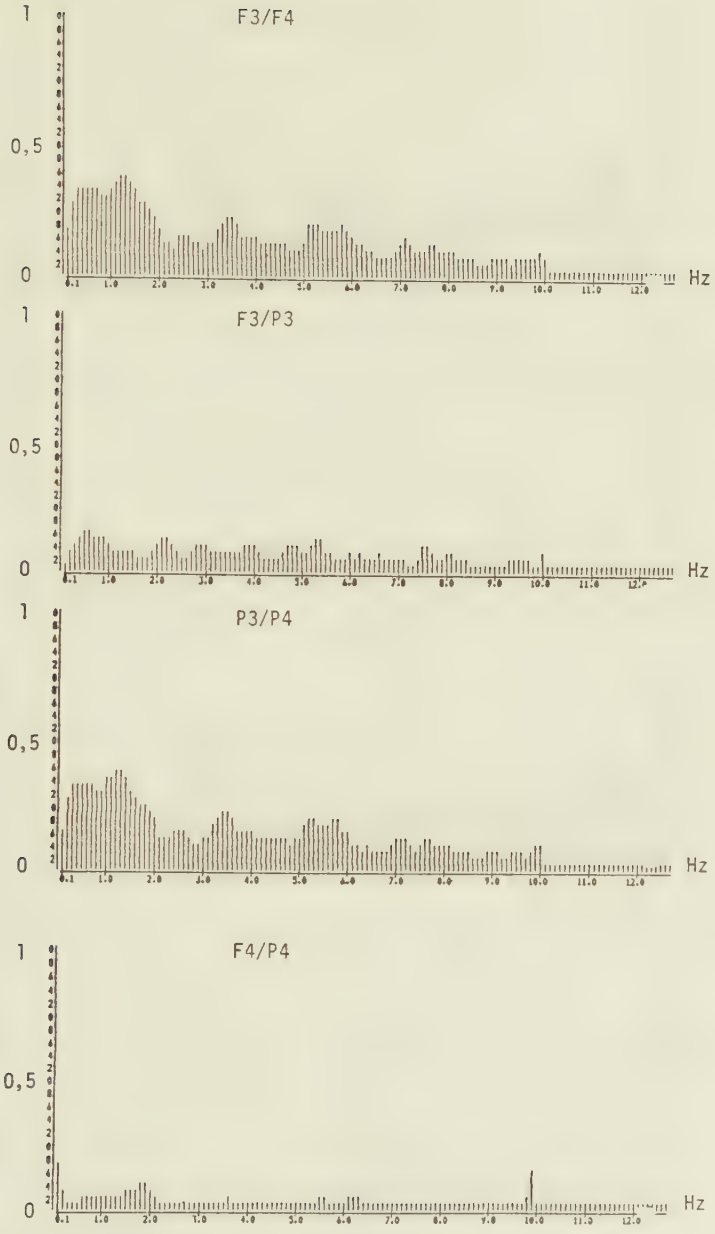


Abb. 7k

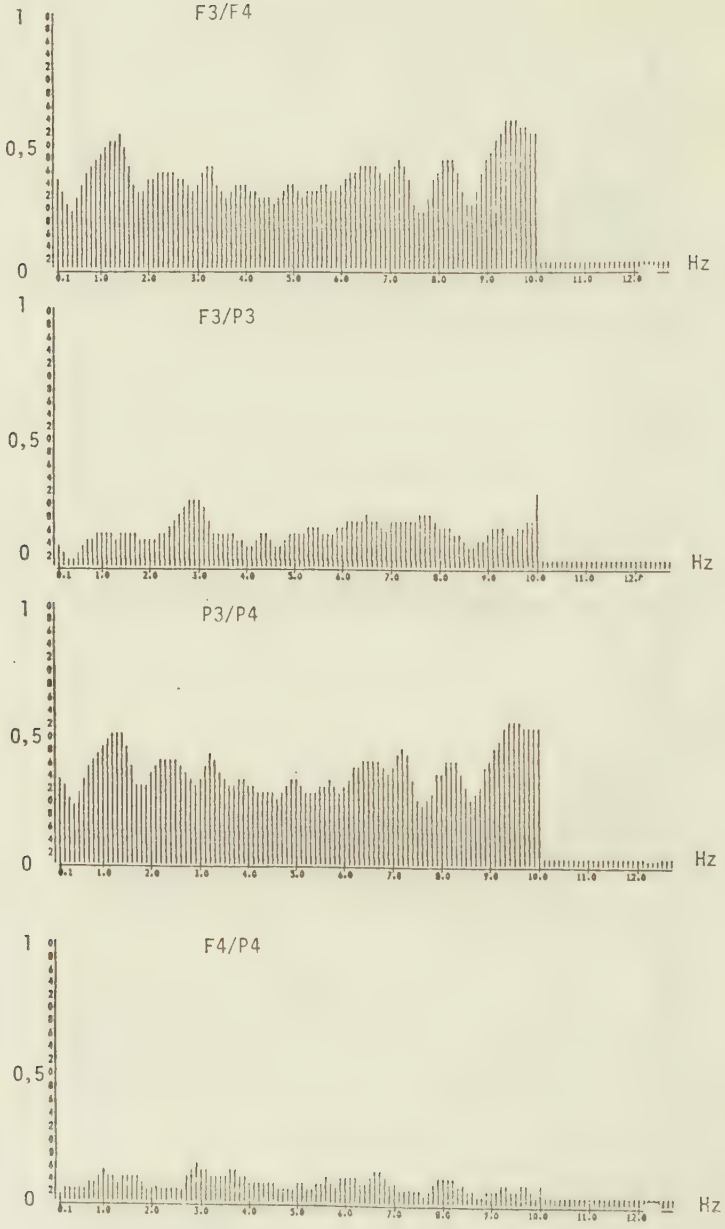


Abb. 71

LITERATURVERZEICHNIS

1. ADRIAN, E.D.
MATTHEWS, B.H.C.
The Berger rhythm, potential changes from the occipital lobes in man. Brain, 1934, 57:335-385

2. AGNEW, H.W.,
PARKER, J.C., WEBB, W.B.,
WILLIAMS, R.L.
Amplitude measurement of the sleep electroencephalogram. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 22:84-86 (1967)

3. ANDERSEN, P.,
ANDERSSON, S.A.,
LUNDGREN S.
Some properties of the thalamic relay cells in the spino-cervico-lemniscal path. Acta physhiol. scand., 68:72-83 (1966)

4. ANDERSEN, P.,
ANDERSSON, S.A., LOMO, T.
Some factors involved in the thalamic control of spontaneous barbiturate spindles.
J. Physiol. (Lond.) 1967a, 192:257-281

5. ANDERSEN, P.,
ANDERSSON, S.A.,. LOMO, T.
Nature of thalamocortical relations during spontaneous barbiturate spindle activity.
J. Physiol. (Lond.) 1967b 192:283-307

6. ANDERSEN, P.,
ANDERSSON, S.A.
In: Physiological basis of the alpha rhythm, S. 235, Hrsg.: A. Towe Appleton-Century-Crofts, N.Y., 1968

7. ANDERSSON, S.A.,
HOLMGREN, E.,
MANSON, J.R.
Synchronization and Desynchronization in the thalamus of the unanesthetized decorticate cat. Electoneceph. clin. Neurophysiol. 31:335-346 (1971 a)

8. ANDERSSON, S.A.,
HOLMGREN, E.,
MANSON, J.R.
Localized thalamic rhythmicity induced by spinal and cortical lesions. Electronenceph. clin. Neurophysiol. 31:347-363 (1971 b)

9. ANDERSSON, S.A.
MANSON, J.R.
Rhythmic activity in the thalamus of the unanesthetized decorticate cat. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 31:21-34 (1971 c)

10. BAVA, A., FADIGA, E.,
MAZONI, T.
Interactive potentialities between thalamic relay-nuclei through sub-cortical commissural pathways. Arch. sci. biol. (Bologna) 50:101-133 (1966)

11. BENDAT, J.S.
Interpretation and application of statistical analysis for random physical phenomena. IRE Trans. biomed. Electron. 9:31-43 (1962)

12. BENDAT, J.S.
PIERSOL, A.G.
Random data : analysis and measurement procedures.
John Wiley and Sons, New York 1971

13. BERGER, H.
Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. I. Arch. Psychiat. Nervenkr. 87:527-570 (1929)

14. BERGER, H.
Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. II. J. Physiol. Neurol. (Ipz.) 40:160-179 (1930)

15. BLACKMANN, R.B.
TUKEY, J.W.
The measurement of power spectra from the point of view of communication engineering. Dover, New York 1958

16. BRAZIER, M.A.B.
FINESINGER, J.E.
Characteristics of the normal electro-encephalogramm. A study of the occipital cortical potentials in 500 normal adults.
J. clin. Invest., 23:303-311 (1944)

17. BUCHSBAUM, M.S.
MENDELSON, W.B.
DUNCAN, W.C., COPPOLA, R.,
KELSOE, J., GILLIN, J.C.
Topographic cortical mapping of EEG sleep stages during daytime naps in normal subjects. Sleep, 5:248-255 (1982)

18. CASPERS, H.
SPECKMANN, E.J.
Postsynaptische Potentiale einzelner Neurone und ihre Beziehungen zum EEG. Z. EEG-EMG 1:55-65 (1970)

19. CHURCH, M.W.
JOHNSON, L.C., SEALES, D.M.
Evoked K-complexes and cardiovascular responses to spindle-synchronous and spindle asynchronous stimulus clicks during NREM sleep. Electronenceph. clin. Neurophysiol. 45:443-453 (1978)

20. COOLEY, J.W., TUKEY, J.W.
An alogarithm for the machine calculation of complex fourier series. Math. Comp. Vol. 19 S. 297 (1965)

21. DUMMERMUTH, G.
Variance spectra of electronencephalograms in twins. A contributuion of the problem of quantification of EEG background activity in childhood.
In: Clinical electroencephalography of children, 119-145, Hrsg.: P. KELLAWAY, J. PETERSEN, Almquist & Wiksell, Stockholm 1968

22. DUMMERMUTH, G.
HUBER, P.J., KLEINER, B.,
GASSER, T.
Numerical analysis of electroencephalographic data. IEEE Trans. Audio. Electroacoustics AU 18:404-411 (1970)

23. DUMMERMUTH, G.
HUBER, P.J., KLEINER, B.
GASSER, T.
Analysis of the interrelations between frequency bands of the EEG by means of the bispectrum. Electronenceph. clin. Neurophysiol. 31:137-148 (1971)

24. DUMMERMUTH, G.
WALZ, W., KLEINER, B.
SCOLLO-LAVIZZARI, G.
Spectral analysis of EEG activity in different sleep stages in normal adults. Europ. Neurol. 7:265-296 (1972)

25. ERHART, J., ERHART, M.
MUZET, A., SCHIEBER, J.P.
NAITOH, P.
K-complexes and sleep spindles before transient activation during sleep. Sleep 4:400-407 (1981)

26. EVARTS, E.V.
Activity of neurons in visual cortex of the cat during sleep with low voltage fast EEG activity.
J. Neurophysiol. 25:812-816 (1962)

27. FEINBERG, I.
KORESKO, R.L., HELLER, N.
EEG sleep patterns as a function of normal and pathological aging in man.
J. Psychiat. Res. 5:107-144 (1967)

28. FEINBERG, I.
CARLSON, V.R.
Sleep variables as a function of age in man.
Arch. gen. Psychiat. 18:239-250 (1968)

29. FINK. M., ITIL, M.,
SHAPIRO, D.
Digital computer analysis of the human EEG in psychiatric research.
Comprehens. Psychiat. 8:521-538 (1967)

30. FREUND, G., KUBICKI, St.,
Sleep phases in comatose states.
In: Sleep 1978, 149-154,
Hrsg.: L. POPOVICIU, B. ASGIAN,
G. BADIU, S. Karger, Basel 1980

31. GIBBS, F.A., GIBBS, E.L.,
LENNOX, W.G.
Electroencephalographic classification of epileptic patient and control subjects. Arch. Neurol. Psychiat. 50:111-128 (1943a)

32. GIBBS, F.A., GIBBS, E.L.
LENNOX, W.G.
Electroencephalographic response to overventilation and its relation to age. J. Pediat. 23:497-505 (1943b)

33. HALASZ, P., RAJNA, P.,
PAL, I. VARGHA, M., KUNDRA, O.,
BALOGH, A., KEMENY, A.,
L'AUNE, G., MARIAN, E.,
CZENNER, Z.
Some electrographic parameters of nocturnal sleep as indicators of the dynamics of the sleep-waking system.
In: Recent developments of Neurobiology in Hungary, Vol. VIII, 175-209,
Hrsg.: K. LISSAK, Publ. Hung. Acad. Sci., Budapest 1979

34. HALASZ, P., PAL, I., SIMON, G.
K-complex formation as a function of the ongoing EEG activity. In: Sleep 1984, 232-234, Hrsg.: W.P. KOELLA, E. RÜTHER, H. SCHULZ, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, 1985

35. HERRMANN, W.M., FICHTE, K., KUBICKI, St.
Definition von EEG-Frequenzbändern aufgrund strukturanalytischer Betrachtungen. In: Faktorenanalyse und EEG-Frequenzbänder, 61-74, Hrsg.: St. KUBICKI, W.M. HERRMANN, G. LAUDAHN, Fischer Verlag Stuttgart 1978

36. HIMWICH, H.
Discussion; In: Reticular formation of the brain, 169-173, Hrsg.: H. JASPER, Little, Brown, Boston 1958

37. HOOVEY, Z.B., HEINEMANN, U., CREUTZFELDT, O.D.
Interhemispheric "synchrony" of alpha waves. Electronenceph. clin. Neurophysiol. 32:337-347 (1972)

38. HUBEL, D.H., WIESEL, T.N.
Receptive fields, binocular interaction and functional architecture in the cats visual cortex.
J. Physiol. (Lond.), 160:106-154 (1962)

39. IWAMA, K., YAMAMOTO, C.
Impulse transmission of thalamic somatosensory relay nuclei as modified by electrical stimulation of the cerebral cortex.
Jap. J. Physiol., 11:169-182 (1961)

40. JASPER, H.H.
Cortical excitatory state and synchronism in the control of bioelectric autonomous rhythms. Cold Spr. Harb. Symp. quant. Biol. 4:320-338 (1936)

41. JASPER, H.H. ANDREWS, H.L.
Human brain rhythms. I. Recording techniques and preliminary results.
J. gen. Psychol. 14:98-126 (1936)

42. JASPER, H.H. ANDREWS, H.L.
Electroencephalogrphy. III. Normal differentiation of occipital and precentral regions in man.
Arch. Neurol. Psychiat. (Chic.) 39:96-115 (1938)

43. JENKINS, G.M. WATTS, D.G.
Sepctral analysis and its applications. Holdenday, San Francisco 1968

44. JOUVET, M.
Neurophysiologische Mechanismen im Schlaf. In: Der Schlaf. Neurophysiologische Aspekte, 103-135 Hrsg.: JOVANOVIC, U.J., Barth-Verlag, München 1969

45. KUBICKI, St.
RIEGER, H., BUSSE, G.
EEG in fatal and near-fatal poisoning with soporific drugs. I. Typical EEG patterns. Clinical Electronenceph. 1:5-13 (1970)

46. LIARD, C., BURGER, D.
System for studying the delta rhythm during sleep and its topographical amplitude distribution. Electronenceph. clin. Neurophysiol. 47:115-118 (1979)

47. LINDSLEY, D.B.,
KNOWLES, W.B.,
MAGOUN, H.W.,
SCHREINER, L.H.
Behavioral and EEG changes following chronic brain stem lesions in the cat. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 2:483-498 (1950)

48. MARTIN, W.B., JOHNSON, L.C.,
VIGLIONE, S.S., NAITOH, P.,
JOSEPH, R.D., MOSES, J.D.
Pattern recognition of EEG-EOG as a technique for all-night sleep stage scoring. Electronenceph. clin. Neurophysiol. 32:417-427 (1972)

49. MAULSBY, R.L., FROST, J.D.,
GRAHAM, M.H.
A simple electronic method for graphing EEG sleep patterns. Electroneceph. clin. Neurophysiol. 21:501-503 (1966)

50. MORRISON, R.S.,
DEMPSEY, E.W.
A study of thalamo-cortical relations. Amer. J. Physiol. 135:281-292 (1942)

51. MORRISON, R.S.,
DEMPSEY, E.W.
Mechanism of thalamo-cortical augmentation and repetition. Amer. J. Physiol. 138:297-308 (1943)

52. MOUNTCASTLE, V.B.
Modality and topographic properties of single neurons of cat's somatic sensory cortex. J. Neurophysiol. 20:408-434 (1957)

53. NAITOH, P., LUBIN, A.
JOHNSON, L.C.,
WYBORNEY, G.
Brain wave 'generating' process during waking and sleeping. Amer. EEG Soc. Ann. Meet., Washington 1970

54. NAQUET, R., DENAVIT, M.,
LANOIR, J.,
ALBE-FESSARD, D.
Temporary or definitive alterations of diencephalic zones in the cat: their relationship with EEG, cortical activity and sleep. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 17:448 (1964)

55. NAQUET, R., DENAVIT, M.,
LANOIR, J.
ALBE-FESSARD, D.
Altérations transitoires ou définitive de zones diencephalique chez le chat. In: Aspects anatomofonctionnels de la physiologie du sommeil, Hrsg.: M. JOUVET, CNRS, Paris, 1965

56. NASHOLD, B.S. jr.,
STEWART, B., WILSON, W.P.
Depht electrode studies in centrencephalic epilepsy. Confin. neurol. 34:252-263 (1972)

57. RECHTSCHAFFEN, A., KALES, A.
A manual of standardized terminology, technique and scoring system for sleep stages of human subject.
Brain Information Service, University of California (1968)

58. SCHEIBE, M.E., SCHEIBEL, A.B.
Patterns of organization in specific and nonspecific thalmic fields.
In: The thalamus, 13-46, Hrsg.: D.P. PURPURA, M.D. YAHR, Columbia Univ. Press, New York 1966

59. SCHEULER, W., KUBICKI, St., MARQUARDT, J., SCHOLZ, G., WEISS, K.-H.
The alpha-sleep pattern: results based on spectral and coherence analysis.
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 61:203 (1985)

60. SCOTT, R. KARLE, W., SWITZER, A., HART, J., CORRIERE, R., WOLDENBERG, L.
Psychophysiological correlates of the spontaneous K-complex. Perceptual and Motor Skills 46: 271-287 (1978)

61. SHIMAZU, H., YANAGISAWA, N., GAROUETTE, W.
Corticopyramidal influences on the thalamic somatosensory transmission in the cat.
Jap. J. Physiol. 15:101-124 (1965)

62. STERIADE, M., DESCHENES, M., DOMICH, L., MULLE, C.
Abolition of spindle oscillations in thalamic neurons disconnected from nucleus reticularis thalami.
J. Neurophysiol. 54:1473-1497 (1985)

63. TÖMBÖL, T.
Short neurons and their synaptic relations in the specific thalamic nuclei. Brain res., 3:307-326 (1967)

64. TUKEY, J.W.
Exploratory data analysis.
Addison-Wesley, Reading, Mass. 1977

65. VEREZANO, M. NEGISHI, K.
Neuronal activity in wakefulness and in sleep. In: The nature of sleep, 108-130, Hrsg.: G.E.W. WOLSTENHOLME, M. O'CONNOR, Churchill, London 1960

66. VLAJKOVITSCH, S.
The technique and preliminary results of intraventricular EEG recording (brain-stem-EEG). Electroenceph. clin. Neurophysiol. 28:513-517 (1970)

67. WALTER W.G.
The location of cerebral tumors by electroencephalography.
Lancet, 2:305-308 (1936)

68. WALTER, W.G., DOVEY, V. Electroencephalography in cases of sub-cortical tumor. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 7:57-65 (1944)

69. WALTER, D.O. Spectral analysis for electroencephalograms: mathematical determination of neurohpysiological relationships from records of limited duration. Exp. Neurol. 8:155-181 (1963)

70. WIENER, N. Brain waves and self-organizing systems. Cybernetics, pp. 181-203 (MIT Press, Cambridge 1961)

71. WILLIAMS, R.L., KARACAN, I., HURSCH, C.J. Electroencephalography (EEG) of human sleep: clinical applications. John Wiley and Sons, New York 1974

72. WIESER, H.G. SIEGFRIED, J. Hirnstamm-Ableitungen (Makroelektroden) beim Menschen 1. Elektrische Befunde im Wachzustand und Ganznachtschlaf. Z. EEG-EMG 10:8-19 (1979)

73. WIESER, H.G. SIEGFRIED, J. Hirnstamm-Ableitungen (Makroelektroden) beim Menschen 2. Klinische und elektrische Effekte bei Stimulation im periaquäduktalen Grau (PGM); augenbewegungsabhängige Aktivität; visuelle und somatosensorische Reizantworten im PGM. Z. EEG-EMG 10:62-69 (1979)

74. WIESER, H.G., URECH, E., WYSS, A., MELES, H.P. Verhalten fokaler epileptogener Aktivität während Nachtschlafableitungen im Oberflächen- und Tiefen-EEG. Nervenarzt 51:9-16 (1980)

An dieser Stelle möchte ich Herrn Prof. Dr. med. Kubicki, Leiter der Abteilung für Klinische Neurophysiologie der Neurochirugisch-Neurologischen Klinik im Klinikum Charlottenburg der Freien Universität Berlin, sehr herzlich für den Vorschlag zum Thema, seine wissenschaftliche Anleitung zur Abfassung und Durchführung der Arbeit, sowie für seine Korrekturen und überaus wertvollen Anregungen danken. Es ist mir wichtig, zu betonen, daß mich die Zusammenarbeit mit ihm sowohl fachlich als auch menschlich sehr beeindruckt hat.

Großen Dank schulde ich auch Herrn Dipl. ing. Günther Scholz, wissenschaftlicher Angestellter der oben genannten Klinik, für seine stets freundliche und wohlwollende Unterstützung im Umgang mit der für die Arbeit erforderlichen Technik.

Darüberhinaus danke ich besonders auch allen Probanden, die sich für diese Studie bereitwillig zur Verfügung gestellt haben, um der Wissenschaft einige Stunden ihres Schlafes anzuvertrauen.

Sehr verbunden bin ich Herrn Manfred Abel für seine liebenswürdigen Bemühungen um eine angemessene und fehlerfreie Niederschrift.

LEBENSLAUF

Am 25. Juli 1961 wurde ich, Klaus Michael Beier, als Sohn des Arztes Artur Beier und dessen Ehefrau Magdalene, geb. Bröckel, in Berlin-Wilmersdorf geboren.

Im Jahre 1979 legte ich in Berlin-Friedenau die Reifeprüfung ab. Im Wintersemester 1979 begann ich das Studium der Humanmedizin an der Freien Universität Berlin. Am 29. April 1986 bestand ich hier die Ärztliche Prüfung. Am 16. Mai 1986 erhielt ich meine Approbation als Arzt.